



Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



Paulo César de Freitas Santos Filho

Cirurgião Dentista

Biomecânica restauradora de dentes tratados endodonticamente – Análise por elementos Finitos

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Doutor em Clínica Odontológica – Área de concentração em Dentística.

Orientador: Prof. Dr. Luis Roberto Marcondes Martins

Piracicaba

2009



Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



Paulo César de Freitas Santos Filho

Cirurgião Dentista

Biomecânica restauradora de dentes tratados endodonticamente – Análise por elementos Finitos

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Doutor em Clínica Odontológica – Área de concentração em Dentística.

Orientador: Prof. Dr. Luis Roberto Marcondes Martins

Piracicaba

2009

i

Este exemplar foi devidamente corrigido.
Refere-se a versão final da dissertação/tese
do aluno. CPG/EQP 21/6/09

Assinatura do Orientador

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**
Bibliotecária: Marilene Girello – CRB-8ª / 6159

Sa59b	Santos Filho, Paulo César de Freitas. Biomecânica restauradora de dentes tratados endodenticamente – Análise por elementos finitos. / Paulo César de Freitas Santos Filho. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2009. Orientador: Luis Roberto Marcondes Martins. Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba. 1. Técnica para retentor intra-radicular. 2. Análise do estresse dentário. 3. Raiz dentária. 4. Materiais restauradores do canal radicular. I. Martins, Luis Roberto Marcondes. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título. (mg/fop)
-------	---

Título em Inglês: Restorative biomechanical of endodontic treated teeth – Finite element analysis

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Post and core technique. 2. Dental stress analysis. 3. Tooth root. 4. Root canal filling materials

Área de Concentração: Dentística

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Luis Roberto Marcondes Martins, Alfredo Júlio Fernandes Neto, Adérito Soares da Mota, Flávio Henrique Baggio Aguiar, Giselle Maria Marchi Baron

Data da Defesa: 06-04-2009

Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 06 de Abril de 2009, considerou o candidato PAULO CESAR DE FREITAS SANTOS FILHO aprovado.

A large, stylized blue ink signature of Prof. Dr. Luis Roberto Marcondes Martins, written over a horizontal line.

PROF. DR. LUIS ROBERTO MARCONDES MARTINS

A blue ink signature of Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto, written over a horizontal line.

PROF. DR. ALFREDO JÚLIO FERNANDES NETO

A blue ink signature of Prof. Dr. Adérito Soares da Mota, written over a horizontal line.

PROF. DR. ADÉRITO SOARES DA MOTA

A large, stylized blue ink signature of Prof. Dr. Flavio Henrique Baggio Aguiar, written over a horizontal line.

PROF. DR. FLAVIO HENRIQUE BAGGIO AGUIAR

A blue ink signature of ProfFa. DRa. Giselle Maria Marchi Baron, written over a horizontal line.

PROFa. DRa. GISELLE MARIA MARCHI BARON

Dedicatória

À Deus,

Obrigado Senhor pelo amparo nos momentos de dificuldade, e pela luz que puseste em meu caminho a cada novo dia. Mais uma vez, só tenho que agradecer, pelo caminho trilhado, pelas pessoas maravilhosas que colocastes ao meu lado.

Aos meus pais, Paulo César e Silvânia,

Obrigado Pai e Mãe! Por todo amor e dedicação a minha vida e aos meus objetivos; por todos os conselhos e pelo apoio incondicional. Devo esta conquista a vocês pelo grande esforço, trabalho e suor que sempre estiveram presentes durante toda minha criação. Vocês são exemplo de superação de dificuldades e esta conquista é consequência do que plantaram. Amo muito vocês e quero que saibam que tiveram participação significativa nessa conquista.

Aos meus irmãos, Rodrigo e Fernanda,

Tenho orgulho de ter vocês como irmãos. Amo vocês e agradeço pelo carinho e paciência que tiveram comigo durante essa etapa.

À minha família,

Especialmente aos meus avós, tios e primos, os quais de alguma forma estiveram presentes nessa caminhada. Agradeço pelas orações e pelo amor.

Ao meu amor, Larissa,

A cada dia que passamos juntos, você me faz te amar e admirar cada vez mais. Sua alegria de viver me contagia e me auxilia nos momentos difíceis. Obrigado pela compreensão nos momentos de ausência que por algum motivo não pude estar ao seu lado. Muito obrigado pela cumplicidade e companheirismo. Te amo!

Agradecimentos especiais

Ao Professor Luis Roberto,

Primeiramente, muito obrigado por confiar em mim. Você é um exemplo de como viver bem e feliz. Um exemplo de professor, de pai e de amigo. Nunca esquecerei seus conselhos e ensinamentos. Agradeço a Deus por ter te conhecido, ter sido seu aluno e amigo. Obrigado por freqüentar a sua casa, conhecer sua esposa Suzy que é uma pessoa especial e sempre nos recebeu com muito carinho. Parabéns pela família maravilhosa que você constituiu. Obrigado pela compreensão de minha ausência em alguns momentos onde não pude estar aí por que estava na faculdade de Uberlândia. Saiba que você vai sempre poder contar comigo Beto, e serei muito grato se puder continuar trabalhando junto com você e retribuir um pouco do que você me proporcionou. Muito obrigado!

Ao Professor Carlos,

Você se tornou membro de minha família. Além de professor, orientador, co-orientador, conselheiro, você é hoje um grande amigo meu. Serei eternamente grato por todas as oportunidades que me proporcionou e pela confiança que sempre depositou em mim. Hoje estou preparado para seguir adiante porque tive ao meu lado uma pessoa que me apoiou e me ensinou, acima de tudo, amar minha profissão. Tenho em você um exemplo a ser seguido por tudo que você mostrou ser em sua carreira. Agradeço pela dedicação incondicional para com a minha formação desde a iniciação científica até os dias de hoje. Muito obrigado! Que Deus continue te iluminando, sua família, seus filhos, e tentarei sempre dedicar-me ao máximo na carreira que você me ajudou a conquistar, e estar ao seu lado é um orgulho, será um prazer e realização de um sonho. Muito obrigado!

Aos meus amigos Paulo Vinícius e Murilo,

Amigos, colegas, companheiros, meus irmãos. Obrigado pelo crescimento pessoal e profissional que vivemos juntos e pela grande amizade criada nestes anos. Agradeço também pelo companheirismo e confiança durante desafios pessoais que compartilhamos. Obrigado por estarem ao meu lado, contem sempre comigo, é uma honra trabalhar junto com vocês.

Às minhas amigas Priscilla e Veridiana,

Priscilla, nossa mãezinha, Veri, nossa irmã querida. Admiro muito as duas pelo esforço e força de vontade. Muito obrigado pela torcida, ajuda e principalmente pelo companheirismo das duas que sempre estiveram ao meu lado em momentos difíceis. Desejo a vocês muito sucesso e que Deus ilumine vocês sempre.

Aos Professores Luis Alexandre e Flávio,

Obrigado pelos ensinamentos, pelos conselhos, pelos momentos juntos dentro e fora da Faculdade. Levo comigo o exemplo de vocês como professores e educadores, a amizade e o desejo de continuar trabalhando com vocês. Obrigado.

Aos Amigos do CTI, Jorge, Pedro, André, Daniel, Viviane, Lázaro, Airton,

Sem a ajuda e dedicação de vocês eu não teria condições de terminar este trabalho. Obrigado pela atenção, pelos momentos de trabalho intenso sem descanso, pelas brincadeiras que enganavam o tempo na frente do computador.

Vocês são exemplos de que se pode fazer pesquisa de alta qualidade e aplicabilidade, mesmo com as dificuldades financeiras e limitações do nosso país. Obrigado.

Aos Professores Alfredo, Roberto, Paulo Quagliatto, Flávio, Adérito, Ricardo, Denildo,

Tenho orgulho de ter sido aluno de vocês e graduando de uma instituição que vocês trilharam e conquistaram juntos. É uma honra estar ao lado de vocês, estarei sempre à disposição para trabalhar e dar continuidade ao que vocês conquistaram. Obrigado.

Aos Amigos e Professores Paulo Simamoto, Hugo, Rodrigo,

O tempo passou e fica uma amizade sólida e incontestável. Obrigado por estarem ao meu lado, muito sucesso a vocês na vida profissional e pessoal.

Ao Amigo André Luis, queridos amigos de turma Thiago, Fernanda, Cláudia, e todos os amigos da FOP Débora, Adriano, Lucinha, Thaiane, Giulliana, Marina, Maria, Cíntia,

Eu tenho certeza que me esqueci de muitos, mas levo no meu coração o carinho de cada um de vocês, desde o dia que cheguei na FOP até nos momentos de reencontro muito sucesso a todos.

Aos meus amigos da UFU Gisele, Luis Raposo, Bruno Barreto, Bruno Reis, Marina e outros alunos da IC, alunos do Mestrado,

Obrigado por compartilharem comigo esta conquista. Reconheço a ajuda e apoio de cada um de vocês, não me esqueço dos momentos que precisei de ajuda e estiveram do meu lado. Desejo muito sucesso para vocês todos.

Aos Professores Gisele, Marcelo Giannini, Lourenço, Sinhoreti, Renata, Salum, Lovadino, Roger, Mauro,

Obrigado pela oportunidade de ter convivido com vocês e compartilhar bons momentos de discussão e de trabalho.

Aos funcionários e meus amigos Mônica e Pedro,

Quanta atenção e alegria, nos momentos de aflição, de jogar conversa fora, de conselhos. Obrigado pela oportunidade de conviver com vocês, que Deus os ilumine sempre.

Aos funcionários e meus amigos FOUFU, Nelson, Abigail, Sr. Advaldo, Zélia, Juliana, Tavares,

Obrigado pela ajuda, atenção e carinho que mesmo distantes foram importantes nesta etapa da minha vida.

Aos alunos de Curso de Graduação de Odontologia da FOP,

Obrigado pelo convívio, pela confiança durante orientações e pelos conhecimentos compartilhados durante aulas teóricas.

Agradecimentos

À Universidade Estadual de Campinas,

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba,

Ao Programa de Pós-graduação,

À Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP),

Ao Conselho de Aperfeiçoamento profissional do Ensino Superior (CAPES),

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia,

Ao Centro de Tecnologia da Informação (CTI).

Epígrafe

**"A educação é aquilo que permanece depois que
tudo o que aprendemos foi esquecido."**

Burrhus Frederic Skinner

RESUMO

O objetivo deste estudo foi desenvolver protocolo de modelagem tridimensional para incisivo central superior com aplicabilidade ao método de elementos finitos e avaliar o comportamento biomecânico de incisivo superior tratado endodonticamente e restaurado com retentores e coroa cerâmica por meio de análise por elementos finitos comparado ao dente hígido. Para geração do modelo 3D foi selecionado incisivo central superior hígido. Esmalte e dentina foram degradados em diferentes fases com ácido clorídrico-10%, e mapeados com scanner de contato 3D (Modella, Roland). Para o mapeamento do volume pulpar, a dentina foi seccionada longitudinalmente no sentido mesio-distal e realizado o escaneamento do espaço negativo referente à polpa. Os arquivos *.STL foram exportados para programa Bio-CAD (Rhinoceros-3D). Volumes de cada estrutura dental e técnicas restauradoras foram gerados por meio da associação de superfícies NURBS. Os modelos foram exportados para o programa de elementos finitos (FEMAP-NeiNastran), onde foi realizado o processo de malhagem, inserção das propriedades mecânicas e condições de contorno. Foram gerados 17 modelos, sendo um do dente hígido e 16 modelos de acordo com os 4 fatores em estudo: tipo de retentor em dois níveis: pino de fibra de vidro (PFV) e núcleo moldado fundido (NMF), extensão do retentor em dois níveis: 7,0mm (7,0) e 12,0mm (12,0), remanescente coronário em dois níveis: remanescente de 2,0mm (RE) e ausência de remanescente (ARE), enfraquecimento do canal radicular em dois níveis: ausência de enfraquecimento (AENF) e presença de enfraquecimento (ENF). Foi simulada aplicação de pressão constante no valor de 100N perpendicularmente à superfície palatina do incisivo. Os resultados foram analisados pelo critério de von Mises e tensão máxima principal. Os resultados obtidos mostraram que o modelo geométrico 3D desenvolvido é adequado para a análise por elementos finitos. Concluiu-se que o PFV apresenta distribuição homogênea das tensões mais semelhante ao dente hígido, enquanto o NMF apresentou grande concentração de tensão no interior do canal radicular. O fator extensão do retentor intra-radicular influenciou isoladamente apenas a distribuição

de tensões do NMF. A presença de remanescente coronário sempre melhorou a distribuição de tensões. O enfraquecimento do canal radicular teve maior impacto na distribuição de tensões.

Palavras-chave: Técnica para Retentor Intra-Radicular, Análise do Estresse Dentário, Raiz Dentária, Materiais Restauradores do Canal Radicular.

ABSTRACT

The aim of this study was develop 3D model generation protocol for upper anterior teeth for finite element analysis and evaluate biomechanical behavior of endodontically treated incisor with finite element analysis compared to sound teeth. It was selected intact upper central incisor. Enamel and dentin were treated in different steps with cloridric acid 2% and scanned with 3D-contact scanner. The stereolithographics archives were exported to Bio CAD program. The volums of each dental structure and restorative techniques were generated by association of NURBS surfaces. The models were exported for finite element software, where were realized the meshed process, mechanical properties insertion and bondary conditions. It were generated 17 models, one was a sound incisor model and 16 models according to 4 studied factors: post type: glass fiber post (GFP) and cast post and core (CPC), post length: 7,0mm (7,0) e 12,0mm (12,0), ferrule: 2,0mm ferrule (FE) and absence of ferrule (AFE), weakness of root canal: absence of weakness (AWR) and weakened root (WR). It was simulated 100N loading application on the palatal surface with 135° angulation. The results were analised by Von Mises criteria and principal maximum tension. Obtained results showed that geometric model developed is appropriated for finite element analysis. It can be concluded that GFP showed homogeneous stress distribution like the sound incisor, while CPC showed stress concentration into root canal. The post length influenced only the CPC stress distribution. The ferrule always showed better stress distribution. The weakness of root showed the highest impact in stress distribution.

Keywords: Post and Core Technique, Dental Stress Analysis, Tooth Root, Root Canal Filling Materials.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DA LITERATURA	5
3 PROPOSIÇÃO	28
4 MATERIAL E MÉTODOS	29
5 RESULTADOS	49
6 DISCUSSÃO	59
7 CONCLUSÃO	65
REFERÊNCIAS	66
APÊNDICE	74
ANEXO	78

1 INTRODUÇÃO

A reabilitação de dentes tratados endodonticamente tem sido objeto de estudos que buscam identificar meios que tornem o complexo restaurador mais resistente às cargas mastigatórias. Dentes tratados endodonticamente são acometidos por alto risco de falha biomecânica devido à significativa diferença de propriedades mecânicas do complexo restaurador comparado ao dente hígido (Llena-Puy et al., 2001; Fennis et al., 2002). Até recentemente, acreditava-se que pino intra-radicular funcionaria como reforço da raiz (Gutmann, 1992). Porém, mesmo que pesquisas (Trope et al., 1985; Sorensen & Engelman, 1990) não tenham confirmado esta teoria ela se mantém, ainda hoje, motivando indicações pelos profissionais com objetivo principal desta premissa. É consensual que a função principal de retentores intra-radiculares é promover retenção ao núcleo de preenchimento, e por consequência da coroa protética (Lovdahl & Nicholls, 1977; Guzy & Nicholls, 1979; Sorensen & Martinoff, 1984; Sorensen & Engelman, 1990; Trope et al., 1985). A resistência do dente tratado endodonticamente está diretamente relacionada à quantidade e qualidade do tecido dental remanescente. Na realidade, o preparo do conduto acarreta, internamente, maior desgaste dentinário enfraquecendo ainda mais a raiz, que resulta em perda significativa de estrutura dental, não compensada pelo uso de pino (Trope et al., 1985).

Em revisão de literatura, Abdullah & Mohamed (1974), demonstraram que o pino deveria possuir, o comprimento da coroa ou 2/3 do comprimento da raiz. Para Mckerracher (1981), quanto maior o comprimento do pino, maior será a retenção e conseqüentemente melhor será a distribuição de tensões, reduzindo o risco de fratura radicular. Todas estas condutas foram definidas para o núcleo metálico fundido que apresenta alto módulo de elasticidade, sendo retido no canal radicular exclusivamente por retenção friccional e transmitidas aos pinos pré-fabricados não metálicos sem a consideração das diferentes propriedades físicas e mecânicas e da adesão à estrutura dental obtidas nestes procedimentos. Porém Santos-Filho (2008), demonstrou que para pinos de fibra de vidro a deformação e a resistência

à fratura de dentes tratados endodonticamente não são influenciadas pela redução da extensão do pino, já para núcleo metálico e fundido esta premissa é verdadeira. Contudo estes dados se referem exclusivamente a dentes com estrutura radicular padrão e presença de remanescente coronário.

Outro fator importante na resistência do dente tratado endodonticamente é o abraçamento de estrutura dental em torno do retentor intra-radicular, este é obtido quando se tem a preservação de 1,5 a 2,0 mm de estrutura dentária em torno da região cervical do núcleo (Morgano, 1996; Morgano & Brackett, 1999). Purton & Love (1996), demonstraram que a falta de porção coronária mais retentiva parece ser fator de fragilidade. Segundo Pegoraro (2000), quando não existe estrutura coronária suficiente para propiciar base de sustentação, as forças que incidem sobre o núcleo são direcionadas obliquamente, tornando a raiz mais susceptível à fratura.

Além disso, muitos dentes que requerem retenção com pino são severamente enfraquecidos, como resultado de cárie recorrente que se estende na dentina radicular que circunda pinos pré-existentes, trauma que resulta em necrose de dentes com formação radicular incompleta, reabsorções internas ou dano iatrogênico pelo excessivo alargamento para acesso do canal radicular. O alargamento ou ampliação resulta em paredes dentinárias delgadas e, conseqüentemente, torna os dentes fragilizados para suportarem as forças mastigatórias normais, potencializando a ocorrência de fraturas (Lui, 1999; Kishen et al., 2004; Tait et al., 2005).

Uma vez que os pinos de fibra de vidro possuem tamanho padronizado, sua geometria muitas vezes não corresponde ao formato do canal fragilizado, resultando em adaptação imprecisa. Dessa forma, para que o espaço entre a dentina radicular e o pino seja selado, é necessário aumentar a espessura do cimento, podendo comprometer o prognóstico do dente restaurado (Kimmel, 2000; Lui 1999; Tait et al., 2005). Por outro lado, resinas compostas (Mendonza et al.,

1997; Lui 1999; Marchi et al., 2003; Gonçalves et al., 2006) e fibras de vidro (Kimmel, 2000; Genovese et al., 2005) são materiais sugeridos para reforçar a parede de dentina radicular e melhorar a adaptação do pino, protegendo as estruturas remanescentes.

No estudo das estruturas dentais e materiais restauradores, os ensaios mecânicos destrutivos são meios utilizados para análise do comportamento do dente em situações de aplicação de cargas pontuais e de alta intensidade (Soares *et al.*, 2004; Soares *et al.*, 2006). Vários estudos têm empregado esta metodologia para análise da resistência à fratura e padrão de fratura de dentes tratados endodonticamente (Trope *et al.*, 1986; Pilo *et al.*, 2002; Zhi-Yue *et al.*, 2003; Santos-Filho, 2008; Silva, 2007). Por outro lado, os ensaios mecânicos destrutivos apresentam limitações para obtenção de informações do comportamento estrutural interno do complexo dente-restauração durante a aplicação de carga, pois como consequência desta, são geradas tensões que resultam em deformações estruturais, podendo ser acentuadas de acordo com a geometria e propriedades mecânicas, ultrapassando o regime elástico até atingir a ruptura da estrutura (Soares, 2006). Neste caso, para análise da interferência de pequenos fatores no processo restaurador torna-se necessário a utilização de metodologia não-destrutivas computacional como método de elementos finitos (Ausiello *et al.*, 2001; Lin *et al.*, 2001; Magne & Belser., 2003; Soares, 2006), favorecendo análise biomecânica da distribuição de tensões anterior a fratura da amostra.

O Método de Elementos Finitos (MEF) constitui análise numérica-computacional que vem sendo utilizado por diversas áreas desde a década de 50. Esta análise proporciona dados valiosos com custo operacional relativamente baixo e tempo reduzido, além de fornecer informações desconhecidas nos estudos experimentais. Na odontologia a potencialidade do MEF é comprovada com análises bidimensionais (Lanza et al., 2005; Soares et al., 2008) e pouco explorada pela análise tridimensional, a qual gera modelos com maior fidelidade e resultados mais confiáveis (Ichim et al., 2007). No entanto, a análise tridimensional

é limitada, devido à necessidade de alta tecnologia para obtenção de imagens e geração de modelos, envolvendo a associação de vários tipos de softwares, o que dificulta a geração de modelos e obtenção dos resultados.

Diante deste contexto as hipóteses a serem testadas são: após o desenvolvimento de protocolo de geração de modelo tridimensional de incisivo central superior, que a ausência de remanescente coronário, enfraquecimento interno do canal radicular e a extensão de diferentes retentores intra-radiculares influenciam no comportamento biomecânico restaurador de dentes tratados endodonticamente.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Trabert et al. (1978), estudaram a resistência à fratura de dentes que haviam sido tratados endodonticamente e restaurados com diferentes protocolos. Incisivos centrais superiores foram divididos em três grupos: grupo 1– controle – não recebeu tratamento; grupo 2- foi tratado endodonticamente e restaurado com resina composta e, grupo 3- além do tratamento endodôntico, foram cimentados pinos paralelos de dois diâmetros diferentes (1.4 mm e 1.8 mm) e restaurados com resina composta. Cada um dos três grupos foi realizado em raízes de diferentes comprimentos, sendo 11 mm, 13 mm e 15 mm. Os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de impacto, e os resultados mostraram que a preservação da estrutura dental interna e o uso de pinos de menor diâmetro proporcionaram às raízes maior resistência à fratura. O aumento do comprimento radicular minimizou os efeitos do tamanho do preparo e do diâmetro do pino. Os clínicos devem reconhecer que diante de raiz curta e da necessidade de preparo para inserção de pinos, a definição pelo uso de pinos com menor diâmetro, a resistência à fratura do dente restaurado torna-se mais elevada.

Guzy & Nicholls (1979), conduziram estudo in vitro comparando dentes tratados endodonticamente com e sem pinos intra-radiculares, para verificar se estes reforçam as raízes contra fraturas. Incisivos centrais superiores e caninos superiores e inferiores com e sem pinos pré-fabricados metálicos cônicos de superfície lisa foram submetidos ao carregamento tangencial de compressão dirigido à face palatina, em uma angulação de 130° em relação ao longo eixo do dente. Os resultados indicaram que a instalação de um pino intra-canal em dentes tratados endodonticamente não aumentou significativamente a resistência à fratura.

Um dos primeiros trabalhos utilizando o método de elementos finitos em odontologia foi realizado por Wright & Yettram, em 1979, onde realizaram estudo para análise da distribuição de tensões em dentes pilares de próteses unitárias e parciais fixas. Modelo de elementos finitos foi utilizado para analisar a influência da propriedade mecânica do ligamento periodontal após aplicação de carga na direção vertical, oblíqua e horizontal variando a quantidade de osso alveolar e união dos dentes. A esplintagem de dentes provocou maior dissipação das tensões, as quais também sofreram alteração de acordo com a quantidade de osso alveolar.

Sorensen & Martinoff, em 1984, propuseram estudo para correlacionar pesquisas clínicas e laboratoriais que avaliaram 1273 dentes tratados endodonticamente e determinar o significado clínico do reforço por meio da instalação de pino intra-radicular e de coroa protética. A posição do dente no arco também foi avaliada. Cerca de 6000 pacientes foram examinados, e todos os dentes tratados endodonticamente foram classificados de acordo com suas posições no arco: anteriores superiores, pré-molares superiores, molares superiores, anteriores inferiores, pré-molares inferiores e molares inferiores. Os dentes observados que possuíam onlays ou coroas protéticas foram classificados como dentes com cobertura coronária. Já os que possuíam restaurações diretas foram denominados dentes sem cobertura coronária. Da mesma maneira, foram categorizados os dentes com ou sem reforço intra-radicular. Todos os tratamentos foram verificados radiograficamente. Os autores concluíram que não houve aumento significativo da resistência à fratura ou deslocamento, quando os dentes dos seis diferentes grupos anatômicos possuíam reforço intracoronário. A colocação de pinos e coroas não afetou significativamente o índice de sucesso clínico para dentes anteriores superiores e inferiores. Já para os dentes posteriores superiores e inferiores, o índice de sucesso clínico foi significativamente melhorado com a cobertura coronária.

Também no ano de 1984, Sokol, discutiu critérios e razões para uso de pinos e núcleos apresentando técnica simplificada, de baixo custo e versátil. O autor afirmou que critérios inerentes ao pino como comprimento, diâmetro, paralelismo, características de superfície, são decisivos na retenção do material restaurador coronário. A combinação do complexo dente-pino-núcleo deve minimizar a perda de estrutura, reduzindo tensões desnecessárias e assegurando o selamento apical. Foi descrita técnica simples e segura da inserção de pino rosqueável como procedimento restaurador válido. O autor concluiu que dentes tratados endodonticamente devem ser reforçados; pinos devem ser longos, de pequeno diâmetro, paralelos, rosqueáveis e pré-fabricados.

Mattison et al. (1984), relacionaram o dano apical com diferentes níveis de remanescente de guta-percha após preparo para inserção de pino. O efeito do método de remoção de guta-percha no selamento apical também foi avaliado. Foram preparados 90 dentes: 30 tiveram 3 mm de guta-percha remanescente, 30 tiveram 5 mm e 30 tiveram 7 mm. 75 dentes adicionais foram divididos em 3 grupos de 25 cada. Diferentes métodos de remoção de guta-percha foram utilizados para cada grupo: instrumento aquecido, instrumento rotatório e solvente químico. Um método eletromecânico foi utilizado para analisar fendas apicais. Estas medidas de fendas de cada amostra foram obtidas em intervalos de 24 horas por trinta dias. Os dados sugeriram que o uso de brocas é o mais adequado para remoção de guta-percha durante preparo para inserção de pino. No grupo com remanescente de guta-percha de 7 mm o grau de fenda apical foi menor. O mínimo de 5 mm de guta-percha remanescente foi necessário para o adequado selamento apical.

No ano de 1985, Trope et al., compararam oito métodos de restauração de dentes tratados endodonticamente. A partir de 64 incisivos superiores, foram delineados oito grupos experimentais: G1 - preenchimento da cavidade de acesso endodôntico com compósito resinoso autopolimerizável; G2- repetição do

procedimento do grupo anterior após aplicação de ácido fosfórico; G3- remoção de material obturador do canal radicular 10,0mm abaixo da junção cimento-esmalte, aplicação de ácido fosfórico, e preenchimento do canal radicular e da cavidade de acesso com resina autopolimerizável; G4- realização de preparo intra-radicular e preenchimento apenas da cavidade de acesso com resina composta autopolimerizável, mantendo o canal vazio; G5- realização de preparo intra-radicular e preenchimento do canal e da cavidade de acesso com resina composta autopolimerizável, porém sem condicionamento ácido; G6- preparação do canal radicular para inserção de pino pré-fabricado, cimentação deste com fosfato de zinco e restauração da cavidade de acesso; G7- após preparo para o pino, realizou-se condicionamento ácido e preenchimento do canal radicular e da cavidade de acesso com resina autopolimerizável; G8- repetição dos procedimentos do grupo 6, sendo o pino cimentado neste grupo com o compósito resinoso. Todos os dentes foram submetidos à força compressiva em ângulo de 50° em relação a longo eixo radicular, até o momento da fratura. Os autores verificaram que todos os dentes fraturaram de maneira similar, independente do tratamento realizado. Concluíram que a preparação do canal para a cimentação de pino enfraquece o dente e que os pinos não aumentam a resistência à fratura dos dentes. Em tempo, observaram que o preenchimento do canal radicular com compósito resinoso aumentou significativamente a resistência à fratura, quando comparado com as demais técnicas.

Em 1989, Assif et al., avaliaram a influência de diferentes tipos de restauração após o tratamento endodôntico por meio da fotoelasticidade, enfatizando a direção da força aplicada na superfície oclusal e sua dispersão para as estruturas de suporte do dente. As tensões foram fotografadas no campo de luz polarizada. Os autores concluíram que os dentes hígidos induziram efeito de cunha na estrutura de suporte sob carregamento vertical. Quando submetida à carga oblíqua as tensões foram concentradas de forma homogênea. Na presença de coroa o padrão de concentração de tensões foi alterado, sendo as mesmas

distribuídas em torno das margens da coroa. Cargas verticais aplicadas diretamente sobre o pino e o núcleo causaram grande concentração de tensão apical para pinos cilíndricos, enquanto que pinos cônicos apresentaram distribuição homogênea na junção cimento-esmalte e no ápice. Sob carregamento oblíquo a concentração de tensões na junção cimento-esmalte foi intensificada para ambas as configurações. Quando o pino e o núcleo foram cobertos por coroa com 2,0 mm de remanescente dental e submetida a carregamento, não houve diferença entre as configurações de pino. A presença da coroa intensificou a concentração de tensões na junção cimento-esmalte. É possível que a coroa seja um bom compensador, já que tende a mudar a distribuição de forças para raiz, pino e núcleo, tornando as características do pino insignificantes. Desta forma os autores concluíram que o padrão de distribuição de tensões depende da direção da aplicação de carga e dos procedimentos restauradores envolvidos.

Sorensen & Engelman, em 1990, com estudo in vitro, tiveram como objetivo determinar o efeito de diferentes pinos intra-radiculares e da adaptação destes no canal radicular sobre a resistência à fratura de dentes humanos desvitalizados. Para isso, foram selecionados quarenta incisivos centrais superiores, os quais foram tratados endodonticamente e divididos em quatro grupos experimentais: nos grupos 1, 2 e 3, as raízes foram desgastadas internamente, criando cavidade em forma de funil e deixando apenas 10,0mm de estrutura dental remanescente na porção cervical da raiz. As raízes do grupo 4 receberam preparo do canal conservando-se toda a estrutura dental. Após a confecção dos preparos nas raízes do grupo 1, foram cimentados pinos pré-fabricados paralelos serrilhados. O grupo 2, recebeu núcleos metálicos fundidos por meio da fundição de padrões de resina acrílica que reproduziram fielmente o preparo. Para o terceiro grupo, foi acrescentada resina acrílica aos pinos pré-fabricados, que se estendeu até 2,0mm no interior do canal; após fundição, esses pinos foram cimentados nas raízes. O quarto grupo recebeu os pinos pré-fabricados totalmente adaptados às paredes do

canal radicular. Após serem incluídas em resina acrílica, as raízes foram submetidas ao ensaio de carregamento tangencial de compressão em um ângulo de 130° em relação ao longo eixo do dente até a fratura. Os resultados mostraram que a perfeita adaptação entre o pino cônico e a parede dentinária (Grupos 2 e 4) aumentou significativamente o limiar de fratura. Dessa maneira, concluíram que pinos paralelos, os quais envolvem menor remoção de estrutura dentinária sadia, apresentaram menor índice de fratura. Já os pinos cônicos resultaram em maior número de fraturas catastróficas, envolvendo grande quantidade de estrutura dental em direção apical e lingual.

No ano de 1992, Gutmann, destacou em seu artigo a importância do conhecimento da anatomia e biologia da dentina radicular para a realização de procedimentos endodônticos e restauradores. O autor afirmou que a dentina de dentes tratados endodonticamente sofre alterações estruturais, tornando-se mais enfraquecida e menos flexível. Além disso, a instrumentação endodôntica, associada ao preparo intra-radicular para instalação de pinos ou núcleos intra-radulares, desgasta e debilita o remanescente dental, tornando-o mais susceptível à fraturas.

Assif & Gorfil, em 1994, relataram alguns aspectos relacionados à restauração de dentes tratados endodonticamente, fazendo análise precisa de problemas como a quantidade de estrutura sadia remanescente e a habilidade do dente em resistir às forças intra-orais. Os autores concluíram que o aumento no comprimento e diâmetro intra-radicular, com o objetivo de se aumentar a retenção, compromete o prognóstico de dente restaurado, uma vez que, quanto maior for a quantidade de estrutura dental sadia removida, a resistência a forças oclusais será diminuída, aumentando o risco à fraturas. Dessa maneira, sugerem a utilização de pinos intra-radulares como meio de retenção à coroa protética somente nos casos em que não houver estrutura coronária remanescente.

Em 1995, Cohen et al., analisaram a resistência à torção para diferentes pinos pré-fabricados metálicos cimentados com cimento resinoso reforçado com titânio ou cimento fosfato de zinco. As amostras foram submetidas à torção no sentido horário, e os grupos dos sistemas de pino Flexi-Post e Flexi-Flange foram submetidos à torção no sentido horário e anti-horário por serem os únicos sistemas de pinos rosqueáveis utilizados, sendo os demais cimentados passivamente. Os resultados mostraram que estes dois sistemas apresentaram resistência à torção estatisticamente maior que os demais sistemas. Todos os outros sistemas apresentaram remoção do pino dos correspondentes canais radiculares sem a fratura das roscas.

Purton & Love (1996), avaliaram dois dos principais requisitos de pinos intra-radicares, que são rigidez e retenção, utilizando pinos metálicos serrilhados e pinos de fibra de carbono de superfície lisa. Dez pinos de cada sistema foram selecionados para a realização do teste de flexão de três pontos, com o intuito de avaliar-se a rigidez. Outros dez pinos de cada tipo foram cimentados em dentes humanos monorradicares tratados endodonticamente e submetidos ao teste de tração vertical em uma Máquina de Ensaio Instron, a velocidade de 5,0mm/min. Os resultados indicaram superioridade para os pinos metálicos serrilhados, tanto no teste de rigidez quanto no teste de retenção.

Ainda em 1996, Holmes et al., estudaram a distribuição de tensões de retentores intra-radicares com diferentes diâmetros e extensões em dentes específicos com selecionada relação oclusal. Este estudo selecionou o método de elementos finitos para prever a distribuição de tensões na dentina de dentes tratados endodonticamente restaurados com núcleos metálicos fundidos com várias dimensões. Os autores encontraram como resultado que o pico de tensão de cisalhamento na dentina ocorreu adjacente ao pino no meio da raiz, que o pico de tensão de cisalhamento foi maior quando a extensão do pino diminuiu e que o pico de tensão de tração dentinária ocorreu no terço gengival da superfície

vestibular radicular. Os autores concluíram que a distribuição de tensões de tração e compressão não foi afetada com a variação das dimensões dos pinos.

No ano de 1997, Lambjerg-Hansen & Asmussen, realizaram avaliação de vinte e duas marcas comerciais de pinos intra-canais disponíveis no mercado. Foram avaliados os seguintes critérios: dureza (força necessária para se produzir deformação elástica de 0,1mm na superfície do pino), limite elástico (máxima carga que o pino pode suportar antes de se deformar permanentemente) e resistência à fratura (carga necessária para causar fratura do pino). Os autores, concluíram por meio da análise dos dados obtidos, que as diferenças nas propriedades mecânicas de cada pino são decorrentes das diferenças na largura, formato e configuração de superfície existente e que, no momento da seleção do pino, a dureza e limite elástico devem ser preponderantes e não apenas a sua capacidade de retenção.

Em 2001, Nissan et al., estudaram o uso de cimento resinoso reforçado com carga para cimentação de retentores intra-radulares de reduzidas extensões. Os valores de retenção de pinos pré-fabricados de aço (em 5, 8, e 10 mm) cimentados com cimento resinoso Flexi-Flow e cimento de fosfato de zinco foram avaliados. Foram utilizadas raízes humanas divididas aleatoriamente em 4 grupos de 30 amostras cada. Diferentes comprimentos de pinos foram cimentados com Flexi-Flow ou cimento fosfato de zinco. Cada amostra foi submetida ao teste de resistência a tração com velocidade de 2 mm/min até a ocorrência da remoção. O efeito de diferentes pinos e cimentos na força requerida para deslocamento dos pinos foi avaliado pela análise de variância. Os resultados demonstraram que o cimento resinoso Flexi-Flow aumentou significativamente a retenção dos pinos ParaPost e Dentatus ($P < ,001$). Nenhuma diferença estatisticamente significativa ($P > ,05$) foi verificada entre os valores de retenção para ambos os pinos cimentados com Flexi-Flow para todas as extensões de pinos usadas (5 mm = 8 mm = 10 mm). Os valores de retenção dos grupos cimentados com fosfato de

zinco mostraram diferença estatisticamente significativa ($P < ,001$) para as diferentes extensões de pinos (10 > 8 > 5 mm). Os autores concluíram que a cimentação com cimento resinoso Flexi-Flow compensou a reduzida extensão de pinos pré-fabricados.

Llena-Puy et al. (2001), desenvolveram estudo retrospectivo no qual revisaram vinte e cinco relatos de casos clínicos de pacientes com fratura radicular vertical pós-tratamento endodôntico e estudaram o efeito de vários fatores pré e pós-tratamento e como os mesmos se relacionam com a fratura radicular vertical. Os autores tiveram como resultados e conclusões que o tempo médio para fratura radicular vertical foi de 54 meses; não existiu nenhuma influência significativa pela presença ou ausência de restauração prévia. O uso de retentor intra-radicular pré-fabricado/cilíndrico e cimentado aumentou o tempo entre o tratamento endodôntico e a fratura radicular vertical. Dentes restaurados com amálgama sofreram maior número de fraturas coronárias antes que ocorressem fraturas radiculares verticais do que os grupos restaurados com resina.

Fernandes & Dessai, em 2001, realizaram revisão de literatura de fatores que afetam a resistência à fratura de dentes restaurados com retentores intra-radulares, entre os anos de 1960 e 2000. Os artigos foram selecionados com base na relação de tensões e resistência à fratura de pinos intra-radulares e na corrosão de pinos e a relação com fraturas radiculares. Diversos temas foram abordados nos artigos analisados: distribuição de tensões durante a inserção e função de pinos, comprimento e diâmetro do pino, quantidade de dentina remanescente, material constituinte e biocompatibilidade, posição dental, entre outros. De todos os fatores encontrados, configuração da coroa, carga oclusal e uso de dentes tratados foram considerados com influência direta na longevidade de dentes restaurados. Algumas das considerações finais dos autores foram: o comprimento do pino tem influência significativa na retenção e resistência radicular, e que este deve ser tão longo quanto possível, mas não prejudicando o

selamento apical ou causando alguma perfuração radicular; pinos intra-radulares devem ser usados apenas quando existe a necessidade de retenção de material do núcleo de preenchimento, mas não com a intenção de reforço do dente tratado endodonticamente.

Joshi et al., em 2001, realizaram estudo que analisou a performance mecânica de dentes tratados endodonticamente por meio de elementos finitos tridimensional. Para isso os autores variaram o tipo de material restaurador e tipo de retentor intra-radicular para dentes unirradulares. Este estudo demonstrou que a forma e as propriedades mecânicas dos materiais restauradores influenciam diretamente no comportamento mecânico do complexo dente-restauração.

Em 2002, Akkayan & Gulmez, compararam o efeito de 3 sistemas de retentores intra-radulares estéticos e 1 em titânio na resistência e padrão fratura de dentes tratados endodonticamente. Os autores utilizaram 40 caninos humanos que tiveram suas coroas removidas e foram tratados endodonticamente. Os dentes foram restaurados com pinos de titânio, zircônia, fibra de quartzo e fibra de vidro. Todos os pinos foram cimentados com sistema adesivo Single Bond e cimento resinoso dual RelyX ARC. Todos os dentes foram restaurados com núcleos de preenchimento em resina composta e coroas metálicas cimentadas com cimento ionômero de vidro. Cada amostra foi incluída em resina acrílica e submetida a ensaio de compressão tangencial até a fratura. Os resultados encontrados demonstram que dentes restaurados com pinos de fibra de quartzo exibiram resistência à fratura ($P < ,001$) significativa maior que os outros grupos. Dentes restaurados com pinos de fibra de vidro e zircônia foram estatisticamente similares. Fraturas que permitiriam reparo dos dentes foram observadas nos grupos de pinos de fibra de vidro e quartzo, enquanto fraturas catastróficas e não restauráveis foram observadas nos grupos de pinos de titânio e zircônia. Os autores concluíram que valores de resistência à fratura significativamente maiores, foram encontrados para raízes restauradas com pinos de fibra de quartzo e

fraturas passíveis de reparo foram encontradas em dentes restaurados com pinos de fibra de quartzo e fibra de vidro.

Com o objetivo de avaliar a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com diferentes sistemas de retenção intra-radicular após a aplicação de ciclagem mecânica, Heydecke et al. (2002), selecionaram 64 incisivos centrais superiores humanos, os quais foram tratados endodonticamente e divididos em quatro grupos: G1- pinos de titânio associados a núcleos de preenchimento em resina composta fotopolimerizável; G2- pinos de zircônia associados a núcleos de preenchimento em resina composta fotopolimerizável; G3- pinos de zircônia associados a núcleos de preenchimento em cerâmica; G4- núcleos metálicos fundidos em ouro. Após a cimentação dos pinos no interior do canal radicular com cimento resinoso e instalação de coroas de cobertura total, os corpos-de-prova foram submetidos a 1,2 milhões de ciclos de carga, a frequência de 1,3Hz e 30N de carga em máquina simuladora do processo mastigatório. Simultaneamente ao ensaio de ciclagem mecânica, os corpos-de-prova foram expostos à termociclagem, em banhos de 5°C e 55°C durante um minuto cada, com intervalo de 12 segundos entre cada banho. Todos os corpos-de-prova que não fraturaram durante a ciclagem mecânica foram então carregados tangencialmente até a fratura em máquina de ensaio universal, com velocidade de 1,5mm/min, em angulação de 130° em relação ao longo eixo do dente. Os autores não verificaram diferença estatisticamente significativa nos valores de resistência à fratura entre todos os grupos. Porém, os grupos restaurados com pinos de zircônia apresentaram menor índice de fraturas radiculares catastróficas, sem apresentar diferença estatística com relação aos demais grupos.

Pilo et al. (2002), estudaram a rigidez de diferentes núcleos de preenchimento na resistência à fratura de pré-molares humanos tratados endodonticamente e restaurados com coroas metálicas com remanescente coronário de 2,0 mm. Núcleos metálicos fundidos, núcleos em resina composta e

amálgama foram empregados. Dentro das limitações do estudo, a rigidez do material constituinte do núcleo de preenchimento não afetou a resistência à fratura. O padrão de fratura predominante foi oblíquo na porção radicular a nível ou apical ao pino. Fratura radicular horizontal foi observada em 20% das amostras. Perda da coroa, do pino ou do núcleo foi observada apenas no grupo em que o núcleo foi construído com resina composta. Com exceção dos núcleos de resina composta, todos os outros materiais promoveram fraturas irreparáveis.

Em 2002, por meio de análise por elementos finitos, Pierrisnard et al., compararam o efeito de diferentes reconstruções corono-radulares na distribuição de tensões nos tecidos dentários. Sete modelos tri-dimensionais foram criados representando dois níveis de destruição coronária: perda total da coroa e perda parcial com remanescente coronário de 2mm. Sendo esses elementos restaurados com pino e núcleo fundido em NiCr, pino em NiCr e núcleo em resina, pino de fibra de carbono associado ao núcleo em resina e restauração em resina sem a presença de retentor intra-radicular. Foi simulada a inserção de coroa em NiCr e simulação de aplicação de carga oblíqua à 300 com 100N de intensidade. O programa computacional indicou as tensões de Von Mises e a tensão principal em cada modelo, comparando a intensidade máxima, localização e concentração. Foi observado que a região cervical foi o local onde houve maior concentração de tensões (tração ou compressão). A tensão de tração na cervical excedeu 230 Pa quando o efeito remanescente coronário era ausente e menor do que 140 Pa com a presença da remanescente coronário. A concentração de tensões na cervical foi maior quando o pino de NiCr estava associado ao núcleo de resina composta (254 Pa), comparado com pinos de NiCr (235 Pa), em dentes sem remanescente coronário. A ausência do pino intra-radicular aumentou a concentração de tensões em 5% (139 Pa) a mais do que aquela apresentada pela combinação NiCr/resina e 26% maior do que aquela gerada pela combinação do pino de fibra de carbono e resina. Assim, os autores concluíram que a presença da remanescente coronário parece minimizar o efeito mecânico do material restaurador no nível de tensões na

região cervical do dente. A presença de pinos é benéfica para dentes com porção coronária residual em pelo menos 2mm e quanto maior o módulo de elasticidade dos materiais, menor o nível de tensão em dentina.

Em 2003, Zhy-Yue & Yu-Xing, estudaram os efeitos in vitro da configuração do pino e da realização de remanescente coronário na resistência à fratura de incisivos centrais superiores humanos tratados endodonticamente restaurados com coroas metalocerâmicas. Os autores utilizaram 48 incisivos centrais superiores humanos que foram tratados endodonticamente e divididos em 4 grupos de 12. Os seguintes tratamentos foram avaliados: grupo A- restaurados com coroas metalo-cerâmicas como controle; grupo B- 2 mm de remanescente coronário/ núcleo metálico fundido/ coroa metalo-cerâmica; grupo C- sem remanescente coronário/ núcleo metálico fundido/ coroa metalo-cerâmica e grupo D- 2 mm de remanescente coronário/ pino pré-fabricado metálico e núcleo de preenchimento em resina/ coroa metalo-cerâmica. Cada amostra foi submetida ao carregamento na superfície lingual com ângulo de 135° ao longo eixo do dente em máquina de teste universal até a fratura. Os resultados indicaram diferenças estatisticamente significantes entre os 4 grupos estudados. O grupo B obteve a maior resistência à fratura. Não houve diferença significativa entre os outros 3 grupos. Os autores concluíram que nem todos os pinos testados melhoraram a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente. Aqueles preparados com 2,0 mm de remanescente coronário em dentina efetivamente melhoraram a resistência à fratura de incisivos centrais superiores tratados endodonticamente.

Devido à grande dificuldade em se restaurar raízes severamente debilitadas, pela perda de dentina radicular no terço cervical, Marchi et al., em 2003, avaliaram a resistência à fratura de raízes híginas e debilitadas, reconstruídas internamente com diferentes materiais de preenchimento e pinos pré-fabricados de titânio. Setenta e cinco raízes bovinas foram selecionadas, sendo que dessas, sessenta foram desgastadas internamente, simulando canais

alargados. Foram formados cinco grupos experimentais: 1- raiz hígida com pino pré-fabricado fixado com cimento resinoso; 2- raiz debilitada com pino pré-fabricado fixado com cimento resinoso; 3- raiz debilitada preenchida com cimento de ionômero de vidro modificado por resina associado ao pino intraradicular; 4- raiz debilitada preenchida com resina composta modificada por poliácido e posterior fixação do pino com cimento resinoso; e 5- raiz debilitada preenchida com resina composta microhíbrida e com posterior fixação do pino com cimento resinoso. Após a realização do ensaio de resistência à fratura, com carregamento tangencial de compressão à 135° em relação ao longo eixo da raiz e com velocidade de 0,5mm/min. Os autores concluíram que as raízes hígidas apresentaram maior resistência à fratura que as raízes debilitadas. Os autores observaram também que a presença do ionômero de vidro modificado por resina, em raízes debilitadas, resultou em resistência à fratura semelhante aquela obtida com a presença de resina composta modificada por poliácido ou de resina composta microhíbrida. Ambas as técnicas de preenchimento radicular apresentaram-se estatisticamente superior ao preenchimento das raízes com cimento resinoso.

Lertchirakarn et al., em 2003, estudaram a distribuição de tensões e deformação na ocorrência de fratura radicular vertical. Os autores observaram que a fratura radicular vertical pareceu ser resultado de tensões geradas dentro do canal radicular e tipicamente ocorre na direção vestibulo-lingual. Devido às tensões na parede do canal radicular ser dificilmente mensuradas experimentalmente, os autores correlacionaram o padrão de distribuição de tensões derivados dos modelos de elementos finitos de incisivos superiores e inferiores com medidas de deformação nas superfícies de radiculares de dentes extraídos. A análise de elementos finitos indicou que as tensões de tração circunferenciais foram concentradas nas superfícies linguais e vestibulares da parede do canal radicular, correspondendo a áreas de maior curvatura da parede do canal. Tensões na superfície foram muito menores e foram prioritariamente de

tração na superfície radicular proximal, mas variável na superfície vestibular e lingual. A medida das tensões da superfície radicular não demonstra a realidade das tensões internas radiculares. A curvatura da parede do canal radicular é o maior fator na concentração de tensões e padrão de fratura.

Albuquerque et al., (2003), avaliaram o efeito da forma e material de constituição de pinos na distribuição de tensões em incisivo central superior tratado endodonticamente. Três formas de pinos foram comparadas (cônico, cilíndrico e cilíndrico com ápice cônico), constituídos por três materiais diferentes (aço inoxidável, titânio e fibra do carbono envolto por matriz Bis-GMA). A análise bidimensional das tensões foi executada usando o método de elementos finitos. Uma carga estática de 100 N foi aplicada a 45° de inclinação. As concentrações de tensões não afetaram significativamente a região junto à crista alveolar na face palatina, independente da forma ou material do pino. Entretanto, a concentração de tensões na interface pino/dentina na palatina apresentou variações significativas em função da forma e do material do pino. O tipo de material resultou em maior impacto na concentração de tensões do que a forma do pino, sendo que os pinos do aço inoxidável apresentaram o nível mais elevado de concentração de tensões, seguido pelos pinos titânio e carbono/Bis-GMA.

Em 2004, Kishen et al., investigaram a perspectiva biomecânica da predileção à fratura de dentes restaurados com retentores intra-radiculares por meio de análise computacional, experimental e fractografia. A análise computacional de elementos finitos e o teste experimental de tração foram usados para avaliar a resposta tensão-deformação na dentina estrutural. As avaliações de fractografia foram conduzidas utilizando microscópio confocal de varredura a laser e microscópio eletrônico de varredura para examinar a topografia da dentina das amostras experimentalmente fraturadas, e clinicamente das amostras dentais restauradas com retentores intra-radiculares. Estes experimentos mostraram correlação com a resposta tensão-deformação na dentina estrutural com trincas e

fraturas catastróficas em dentes restaurados com retentores intra-radiculares. Foi observado, a partir destes experimentos, que a dentina interna mostrou altas deformações, enquanto a dentina externa demonstrou alta tensão durante teste de tração. Os autores concluíram que durante restauração pós-tratamento endodôntico com aumento da perda de dentina interna, o fator resistência à fratura, contribuído pela dentina interna comprometida, torna predisponente a fratura catastrófica.

Torbjörner & Fransson em 2004, apresentaram revisão de literatura dos fatores biomecânicos que afetam o tratamento protético de dentes estruturalmente comprometidos, com principal ênfase a dentes tratados endodonticamente. Os artigos citados no MEDLINE/PubMed foram revisados com foco nos fatores que influenciam o risco de falhas por fadiga. Os resultados indicaram que as falhas técnicas em conexão com próteses fixas são frequentemente causadas por fraturas de fadiga. Os encaixes, o cimento e as reconstruções estão todas sujeitas às tensões causadas por forças oclusais, com isso, fraturas por fadiga podem ocorrer no ponto mais fraco ou aonde a máxima tensão ocorre. O ponto mais fraco está frequentemente em conexão com dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos e núcleos. Os autores concluíram que a literatura aponta a presença de forças não axiais como risco à fratura por fadiga de dentes, cimento e materiais restauradores. A configuração de próteses com oclusão é provavelmente mais importante, para longevidade de dentes tratados endodonticamente estruturalmente comprometidos, que o tipo de pino utilizado.

Em 2005, Naumann et al., realizaram estudo clínico prospectivo da taxa de longevidade de reconstruções pós-tratamento endodôntico de dentes com vários níveis de perda de tecido duro utilizando pinos cônicos ou paralelos. 83 pacientes com 105 pinos de fibra de vidro cônicos e paralelos serrilhados foram analisados. As restaurações foram avaliadas por período mínimo de 24 meses. Os autores encontraram que 3.8% das restaurações falharam após 12 meses, 12.8% após 24

meses, respectivamente. O principal tipo de falha observada foi a presença de fratura do pino. Não existiu nenhuma diferença na frequência de fratura entre os tipos de pinos após 12 ou 24 meses. Os autores concluíram que pinos de fibra de vidro paralelos e cônicos resultaram, após 2 anos de estudo clínico, em igual taxa de longevidade.

Lanza et al., em 2005, compararam a distribuição de tensões em dentina e camada de cimento adesivo em dentes anteriores tratados endodonticamente, variando o tipo de material constituinte do retentor intra-radicular. Foram gerados 3 modelos numéricos tridimensionais os quais receberam aplicação de força estática de 10N a 125^o. Os dentes receberam retentores intra-radulares de aço, fibra de carbono e fibra de vidro. Os resultados foram analisados de acordo com as tensões de Von Mises. Quanto menor o módulo de elasticidade do material restaurador, maior a distribuição das tensões no interior da estrutura dental. A influência da capacidade elástica do cimento em distribuir as tensões foi pouco relevante quando foi empregado pino com alta rigidez.

Menezes et al. (2006), avaliaram a influência do cimento endodôntico e tempo entre a obturação e fixação do pino, na adesão à dentina intra-radicular. Sessenta raízes de incisivos bovinos foram instrumentadas e divididas aleatoriamente em 5 grupos (n = 12): (CI) sem obturação, controle; (SI) obturação com cimento à base de hidróxido de cálcio (Sealer26) e fixação imediata do pino; (S7) Sealer26 e fixação após 7 dias; (EI) obturação com cimento à base de óxido de zinco e eugenol (Endofill) e fixação imediata do pino e (E7) Endofill com fixação após 7 dias. Os pinos de fibra de vidro (Reforpost) foram fixados com sistema adesivo (Scotchbond Multi-Use) e cimento resinoso dual (RelyX ARC). Dez raízes de cada grupo foram seccionadas obtendo 2 discos com 1 mm de espessura por terço: cervical (TC), médio (TM) e apical (TA), e submetidos a teste de “micropush-out” com velocidade de 0,5 mm/minuto. As outras 2 raízes tiveram as interfaces de união analisadas em microscópio eletrônico de varredura. Os valores de

resistência adesiva (MPa) foram submetidos à análise de variância empregando ANOVA em esquema de parcelas subdivididas, teste de Tukey e Dunnett ($p < 0,05$): CI-TC: $6,8 \pm 1,5$; TM: $5,4 \pm 1,9$; TA: $4,4 \pm 1,8$; SI-TC: $5,2 \pm 1,6$; TM: $5,0 \pm 2,0$; TA: $4,1 \pm 2,2$; S7-TC: $6,9 \pm 2,0$; TM: $5,4 \pm 1,8$; TA: $4,5 \pm 1,6$; EI-TC: $3,5 \pm 0,8$; TM: $2,2 \pm 0,5$; TA: $1,4 \pm 0,7$; E7- TC: $6,6 \pm 1,7$; TM: $4,4 \pm 1,4$; TA: $2,4 \pm 0,6$. O cimento Endofill interferiu negativamente na adesão em toda a extensão radicular, quando o pino foi fixado imediatamente e no terço apical quando fixado após 7 dias. A resistência adesiva decresceu no sentido coroa ápice em todos os grupos estudados.

Em 2006, Boschian Pest et al., por meio de análise por elementos finitos em modelos tridimensionais, avaliaram o efeito da rigidez do material, da profundidade de inserção e do diâmetro do pino na distribuição de tensões em diferentes componentes de modelos de dentes unirradiculares tratados endodonticamente. Três sistemas de pinos foram comparados quanto ao material: pino pré-fabricado metálico de aço, pino pré-fabricado metálico de titânio e pino de fibra de vidro. As profundidades de inserção variaram entre 7 mm, 9 mm e 11 mm, enquanto que o diâmetro variou entre 0,6 mm e 0,8 mm apenas para os pinos de fibra de vidro. Os resultados analisados pelo critério de von Mises mostraram que o padrão de distribuição de tensões no pino de fibra de vidro foi melhor que os demais; o pino de fibra de vidro deve ser inserido o mais profundo possível; o diâmetro do pino não influenciou no padrão de distribuição de tensões, no entanto, a maior quantidade possível de dentina radicular deve ser preservada.

Zarone et al. (2006), avaliaram, pelo método de elementos finitos, o comportamento biomecânico de incisivo central superior restaurado com pino e coroa comparado com o dente hígido. Foi utilizado modelo tri-dimensional de incisivo, no qual foi aplicado força estática arbitrária de 10 N, num ângulo de 125° em relação à superfície palatina da coroa. Diferentes materiais e configurações foram testados: dente restaurado com pino de fibra de vidro, cimentado com

cimento resinoso e com coroa cerâmica feldspática; dente restaurado com pino de fibra de vidro, cimentado com cimento resinoso e com coroa em alumina; dente restaurado com pino de fibra de vidro envolvido por resina e núcleo de resina composta confeccionado no sistema CAD-CAM, fixado com cimento resinoso, com coroa feldspática; dente restaurado com pino de fibra de vidro envolvido por resina e núcleo de resina composta confeccionado no sistema CAD-CAM, fixado com cimento resinoso, com coroa em alumina; dente restaurado com pino de fibra de vidro envolvido por cerâmica feldspática, núcleo e coroa em cerâmica feldspática confeccionada no sistema CAD-CAM, fixado com cimento resinoso; dente restaurado com pino de fibra de vidro envolvido por cerâmica com alumina, núcleo e coroa em cerâmica com alumina confeccionado no sistema CAD-CAM, fixado com cimento resinoso. Os autores observaram que materiais com alto módulo de elasticidade alteram fortemente o comportamento biomecânico comparado com o dente natural. As áreas críticas de concentração de tensões são: interface entre restauração, cimento e dentina; canal radicular e superfície vestibular e lingual. Os materiais com propriedades mecânicas semelhantes às daquelas da dentina melhoram o comportamento biomecânico do dente restaurado, reduzindo as áreas de concentração de tensões.

Em 2006, Barjau-Escribano et al., analisaram como o material do pino pré-fabricado intra-radicular afeta o desempenho mecânico de dentes restaurados. O efeito do uso de 2 diferentes materiais (fibra de vidro e aço) com significantes diferentes módulos de elasticidade foi estudado. Uma combinação de métodos teórico e experimental foi utilizada: primeiro, o teste de resistência à fratura foi realizado em 60 incisivos centrais superiores humanos extraídos. Os dentes tiveram suas coroas removidas, foram tratados endodonticamente e restaurados empregando em 30 pinos de fibra de vidro e outros 30 pinos de aço. O método de elementos finitos foi usado para desenvolver modelo 3D de dente restaurado. Para ambos os sistemas de pino, o modelo permitiu o estudo do padrão de distribuição de dentes restaurados sobre cargas externas. Os resultados mostraram que para

dentes restaurados com pinos de aço, significante menor carga de falha foi encontrada, quando comparado com aqueles dentes restaurados com pinos de fibra de vidro. A distribuição de tensões confirmou pior desempenho para dentes restaurados utilizando pinos de aço, com alta concentração de tensão devido à diferenças entre o módulo de elasticidade do aço e materiais adjacentes. Os autores concluíram que sistemas de pinos onde o módulo de elasticidade do pino é similar ao da dentina têm melhor desempenho biomecânico.

Toksavul et al. (2005), avaliaram a distribuição de tensões no incisivo restaurado com diferentes sistemas de pino e núcleo usando modelos 3D de elementos finitos. Sete modelos foram criados, contendo osso cortical, osso esponjoso, ligamento periodontal, guta-percha, sistema de pino (zircônio, fibra de vidro, e titânio), núcleo (cerâmico ou resinoso) e coroas em cerâmica pura. Cada modelo recebeu simulação de 100 N de carga, a 450. A análise das tensões de Von Mises indicou concentração de tensões no terço coronário, na face vestibular da raiz. Os sistemas de pinos cerâmicos criaram ligeiramente menor concentração de tensões na dentina do que os pinos de fibra de vidro e os pinos de titânio.

Braga et al. (2006), avaliaram a resistência requerida para remover pinos de fibra de vidro e pinos metálicos com diferentes comprimentos. 60 caninos tratados endodonticamente foram incluídos após remoção de suas coroas. As amostras foram divididas em três grupos de acordo com o comprimento do pino (n= 20): I- 6 mm; II- 8 mm e III- 10 mm. Cada grupo foi dividido em 2 subgrupos baseado no material do pino (n= 10): A- fibra de vidro ou B- pino metálico. O preparo para o pino foi realizado com o Fibrekor post kit. No subgrupo A, os pinos de fibra de vidro do sistema de pino Fibrekor foram utilizados. No grupo de pino metálico (subgrupo B), a moldagem do canal radicular foi obtida, seguida pela fundição. Todos os pinos foram cimentados com cimento Panavia F. A força requerida para deslocamento de cada pino. Foi determinada em máquina de ensaio universal A análise de variância indicou diferenças significativas entre o comprimento dos

pinos. O teste Tukey mostrou que pinos com 10,0 mm de comprimento obtiveram maior resistência de remoção do que pinos com 6 mm. Os pinos com 8 mm de comprimento não mostraram diferença significativa quando comparados com os pinos de 6 mm e 10 mm. Nenhuma diferença estatística foi observada entre os materiais dos pinos testados. Os autores concluíram que o tipo de pino não influenciou na resistência de remoção e que pinos com 10 mm de comprimento necessitaram de maior força para ser deslocado.

Ainda em 2006, Li et al., analisaram a distribuição de tensões em raízes enfraquecidas restauradas com cimento associado a pino de liga de titânio. Análise tri-dimensional por elementos finitos foi realizada simulando um incisivo central superior com canal radicular alargado e restaurado com diferentes cimentos: Superbond C&B, ionômero de vidro, policarboxilato de zinco, Panavia F e fosfato de zinco, em combinação com pino de liga de titânio. O dente foi considerado como isotrópico, homogêneo e elástico e recebeu carga de 100 N num ângulo de 45°. A análise da tensão máxima principal e do critério de Von Mises foi realizada pelo uso do software de ANSYS. Os resultados indicaram que o aumento do módulo de elasticidade dos cimentos de 1,8 GPa para 22,4 GPa, diminuíram os valores das tensões máxima e pelo critério de Von Mises na dentina, respectivamente, de 39,58 MPa para 31,43 MPa e de 24,51 MPa para 20,76 MPa. Os autores concluíram que cimento com o módulo de elasticidade similar ao da dentina e que tem capacidade de adesão, como é o caso do cimento resinoso Panavia F, pode ser usado para reforçar a raiz enfraquecida, reduzindo o nível de tensões na dentina.

Magne em estudo de 2007 descreveu metodologia para geração rápida de modelos de elementos finitos para estruturas dentais e restaurações. O autor digitalizou a imagem de um molar inferior intacto por meio de *scanner* de microtomografia computadorizada e os contornos de todas as estruturas foram adaptados seguindo a segmentação do dente. Posteriormente diferentes modelos

foram exportados para programa de elementos finitos no qual foram testados e validados. Pode-se concluir que o método proposto foi capaz de gerar modelos de elementos finitos 3D válidos, com diferentes cavidades e materiais restauradores.

Santos-Filho et al. em 2008, avaliou a influência de diferentes extensões e tipos de retentores intra-radulares na deformação e resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente. Cento e trinta e cinco raízes bovinas foram endodonticamente tratadas e aleatoriamente divididas em 3 grupos (n=45): PFV, pino de fibra de vidro; PPM, pino pré-fabricado metálico; NMF, núcleo metálico fundido. Posteriormente, cada grupo foi dividido em 3 subgrupos (n=15), variando a extensão do pino: 5,0 mm; 7,5 mm; 10,0 mm. Os resultados mostraram que a deformação foi sempre maior na face vestibular independente do tipo e extensão do retentor intra-radicular. A diminuição da extensão do pino para 5,0mm nos grupos NMF e PPM resultou em aumento significativo da deformação, principalmente na face proximal. Os valores médios de resistência à fratura indicaram que a extensão do retentor intra-radicular foi fator significativo para os grupos NMF e PPM, e não significativo para o grupo PFV. As fraturas radulares foram prevalentes nos grupos NMF e PPM. No grupo PFV houve a prevalência de fratura envolvendo retentor intra-radicular e núcleo de preenchimento. Na extensão de 10,0 mm o núcleo metálico fundido apresentou maior resistência à fratura que o pino de fibra de vidro, porém este demonstrou efetividade nas três extensões estudadas, sendo superior aos pinos metálicos na extensão de 5,0 mm. Os pinos metálicos apresentaram padrão de fratura desfavorável envolvendo fraturas radulares, enquanto os pinos de fibra de vidro apresentaram fraturas envolvendo núcleo de preenchimento, com maior facilidade de reparo.

Em 2008, Eraslan et al., estudou o efeito da remanescente coronário com diferentes alturas na distribuição de tensão da dentina e do complexo restaurador, usando o método de análise de tensões por elementos finitos. Foram utilizados modelos tridimensionais de elementos finitos simulando um incisivo central

superior tratado endodonticamente restaurado com coroas em cerâmica pura. Os modelos tridimensionais variaram a altura da remanescente coronário em três grupos: sem remanescente coronário, 1mm de remanescente coronário e 2mm de remanescente coronário. Foi aplicada uma carga estática oclusal de 300 N na superfície palatina da coroa em um ângulo de 135° com o longo eixo do dente. Em adição, dois sistemas de pinos com diferentes módulos de elasticidade foram avaliados. Os valores de tensão observados com o uso de 2mm de remanescente coronário foram mais baixos do que nos modelos sem remanescente coronário, para ambos pinos de fibras de vidro e pinos cerâmicos de zircônia. Os valores de tensão encontrados com os pinos cerâmicos foram maiores do que os pinos de fibra. O uso de remanescente coronário em dentes tratados endodonticamente restaurados com coroas cerâmicas reduziu os valores de tensão de von Mises no complexo restaurador. Nos pinos rígidos cerâmicos, os valores de tensão, ambos na dentina e no pino, foram maiores que nos pinos de reforçados com fibra.

3 PROPOSIÇÃO

Este trabalho teve como objetivo:

- 1- Desenvolvimento de protocolo de geração de modelo tridimensional de incisivo central superior para a análise de elementos finitos.
- 2- Empregando o modelo gerado, avaliar a distribuição de tensões do dente hígido e do complexo restaurador de dentes tratados endodonticamente, por meio da análise de elementos finitos, com 4 fatores em estudo:
 - (1) Profundidade de extensão do retentor intra-radicular em dois níveis:
 - a. 7,0mm e
 - b. 12,0mm;
 - (2) Tipo de retentor em dois níveis:
 - a. núcleo metálico e fundido, e
 - b. pino de fibra de vidro;
 - (3) Remanescente coronário em dois níveis:
 - a. sem remanescente e
 - b. 2,0mm de remanescente coronário e
 - (4) Enfraquecimento do canal radicular em dois níveis:
 - a. sem enfraquecimento e
 - b. com enfraquecimento do canal radicular.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Este estudo foi composto por duas fases de execução. Na primeira fase foi definido um protocolo de geração de modelo tridimensional de um incisivo central para a análise por elementos finitos. Na segunda fase, neste modelo tridimensional incisivo central hígido, foram simuladas diferentes formas de tratamentos para a reabilitação de dentes tratados endodonticamente de acordo com os fatores em estudo: profundidade de extensão do retentor intra-radicular, tipo de retentor, remanescente coronário e enfraquecimento do canal radicular. Após isso, foi realizada a análise da distribuição de tensões por meio do método de elementos finitos.

4.1 Protocolo de geração de modelo tridimensional

Os dentes utilizados neste estudo foram extraídos na Clínica de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia com indicação de exodontia por problema periodontal e prévio consentimento dos pacientes, por meio de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da mesma instituição (217/06, Anexo 1). Os dentes hígidos, livres de trinca, desgaste e cárie, foram armazenados em solução de água destilada e timol a 37°C.

Dentre 50 dentes hígidos, um incisivo central superior hígido, que apresentava anatomia e relação coroa-raiz padrão, foi selecionado e serviu como modelo padrão para construção do modelo hígido e posterior simulação das formas de tratamento (Figura 1). Posteriormente, o dente foi posicionado em Scanner de contato (MDX-40, Roland, Centro de Tecnologia da Informação - CTI, Campinas, SP, Brasil). Este aparelho gerou o contorno externo do dente, por meio de calibração em 0,2mm para cada traçado da ponta de contato sobre a superfície dental (Figura 1). A geometria externa foi arquivada em arquivos do tipo *.STL (Stereolitográficos) em computador acoplado ao scanner.

Após a obtenção da geometria externa da coroa e raiz do incisivo, a raiz foi protegida com cera utilidade e o esmalte foi mergulhado em solução de ácido clorídrico 10% em pote dappen de forma que apenas o esmalte da coroa ficasse em contato com o ácido clorídrico, evitando assim a desmineralização da porção radicular. O esmalte foi totalmente removido após degradação em solução de ácido durante 10 min. A remoção do esmalte foi confirmada por meio de análise visual em lupa estereoscópica 40X (Leica, Hanau, Alemanha). Verificou-se preservação da estrutura de dentina coronária e radicular após este procedimento devido a rede de fibras colágenas. Novamente o scanearamento foi realizado, agora para a obtenção da geometria externa na dentina coronária (Figura 1).

Os arquivos *.STL do esmalte e dentina foram exportados para software de Bio-CAD (Computer Assisted Desing; Rhino3D, Rhinoceros, USA) para geração de modelo tridimensional que serviu como padrão hígido (Figura 2) para posterior geração e simulação de diferentes formas de tratamento. Neste programa foram geradas superfícies NURBS (Non Uniform Rational Basis Spline), próprias para modelagem de geometria complexa e bio-modelagens (Figura 2), baseadas na geometria externa obtida. Sobre o arquivo *.STL foram selecionados pontos em regiões estratégicas que serviram de referência para geração de linhas interconectadas em seus pontos de origem e extremidades. Estas linhas foram então utilizadas para geração de superfícies. A partir destas superfícies foram gerados os volumes das estruturas internas e externas do dente de referência scanearado.

Para geração da geometria da polpa, o dente foi seccionado longitudinalmente no sentido mesio-distal e o modelo da câmara pulpar gerado de acordo com o contorno externo da câmara pulpar e canal radicular. As diferentes formas de tratamento que definem os fatores em estudo também foram geradas neste software, que serão melhor detalhadas no próximo item. Foi realizada a simulação do ligamento periodontal e inclusão em cilindro de resina acrílica,

simulando condições de estudo laboratoriais. O ligamento periodontal foi simulado com 0,3mm de espessura (Figura 3).

Estas imagens foram exportadas para o software de análise de tensões NeiNastran (NoranEngineering, USA – CTI, SP, Brasil). Neste programa, foram gerados volumes das estruturas internas e externas de cada dente e a malha de cada estrutura. Após a discretização dos modelos, foram definidas as condições de contorno, etapa importante na simulação dos contatos entre estruturas, restrição do modelo, aplicação de carga e análise das tensões (Figura 4).

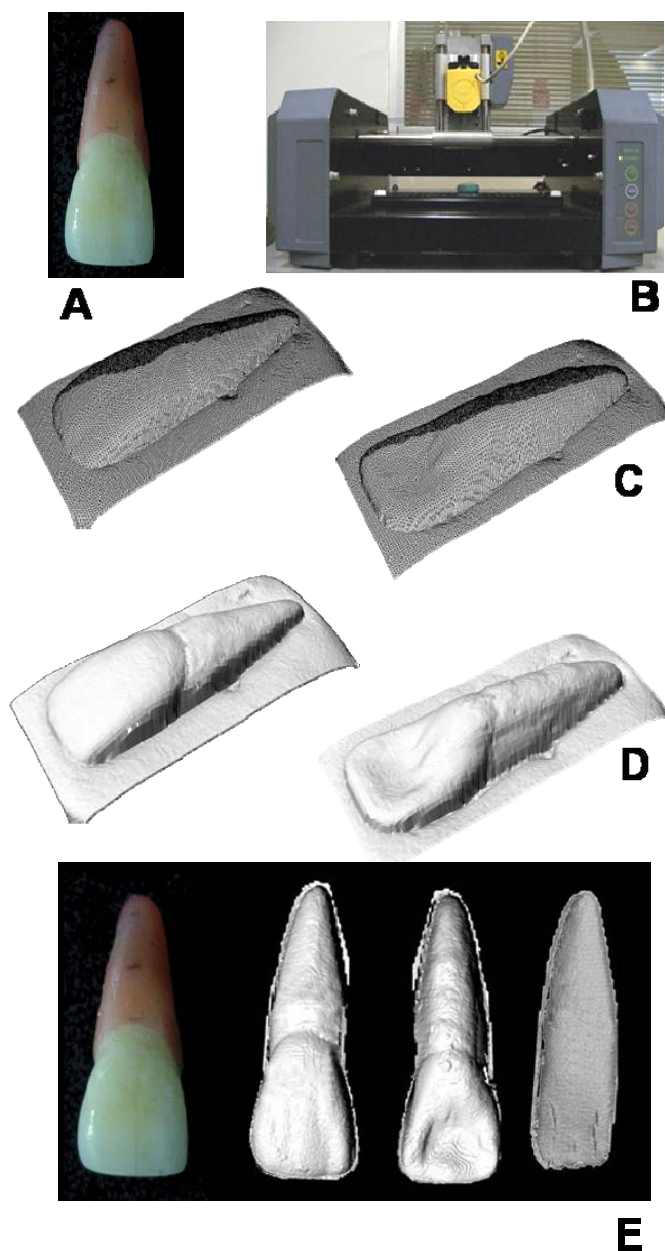


Figura 1 – Obtenção da geometria do modelo padrão hígido. (A) Dente padrão hígido (esmalte, dentina e coroa); (B) Scanner de contato, mapeando a superfície vestibular e lingual; (C) Nuvem de pontos – arquivo *.STL; (D) Otimização do arquivo *.STL para observação de detalhes da superfície; (E) Arquivos *.STL da superfície vestibular, lingual e da superfície de dentina.

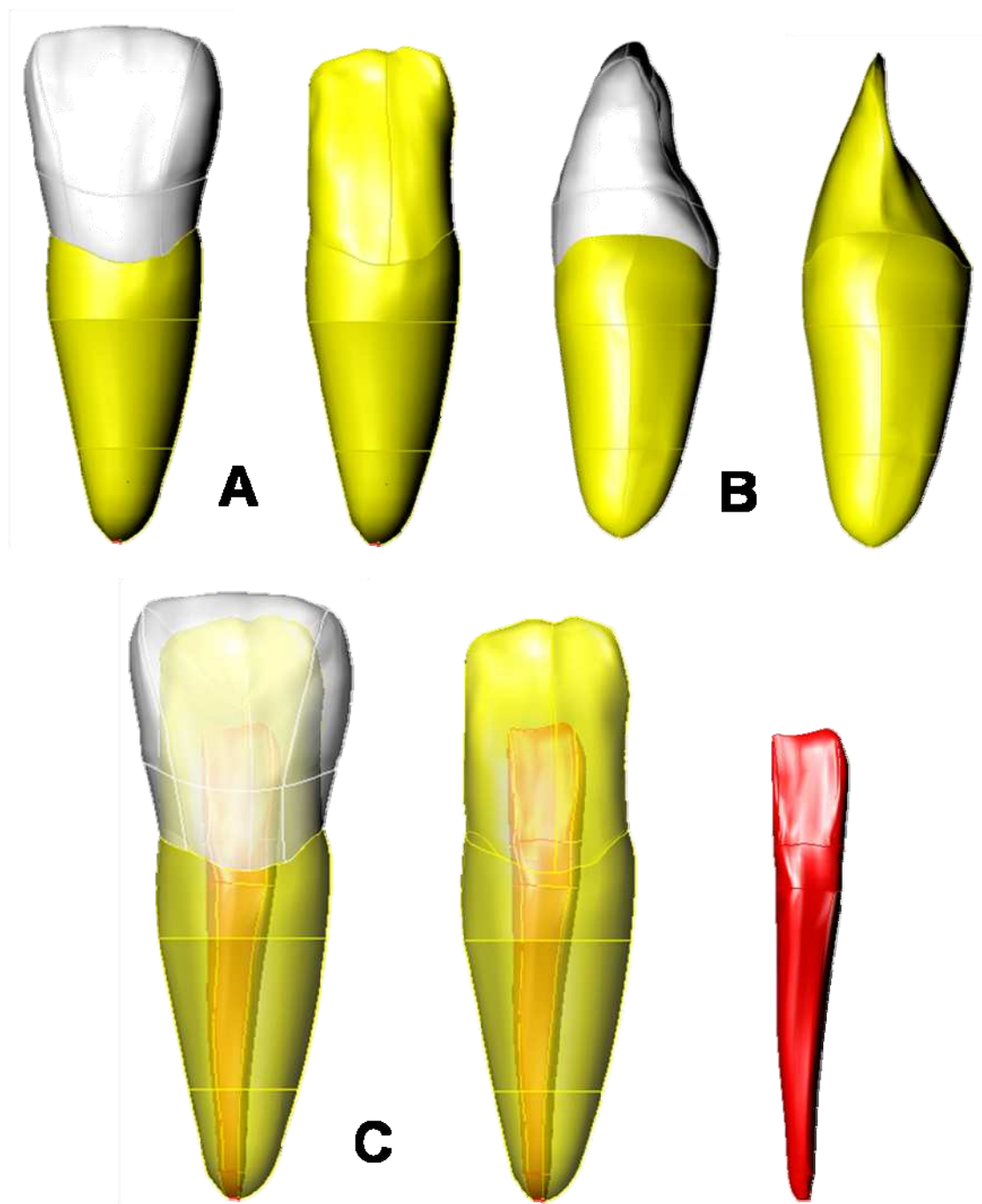


Figura 2 – Modelo gerado pelo CAD por superfícies NURBS. (A) Vista frontal do modelo; (B) Vista lateral do modelo; (C) Modelo completo com inserção de polpa.

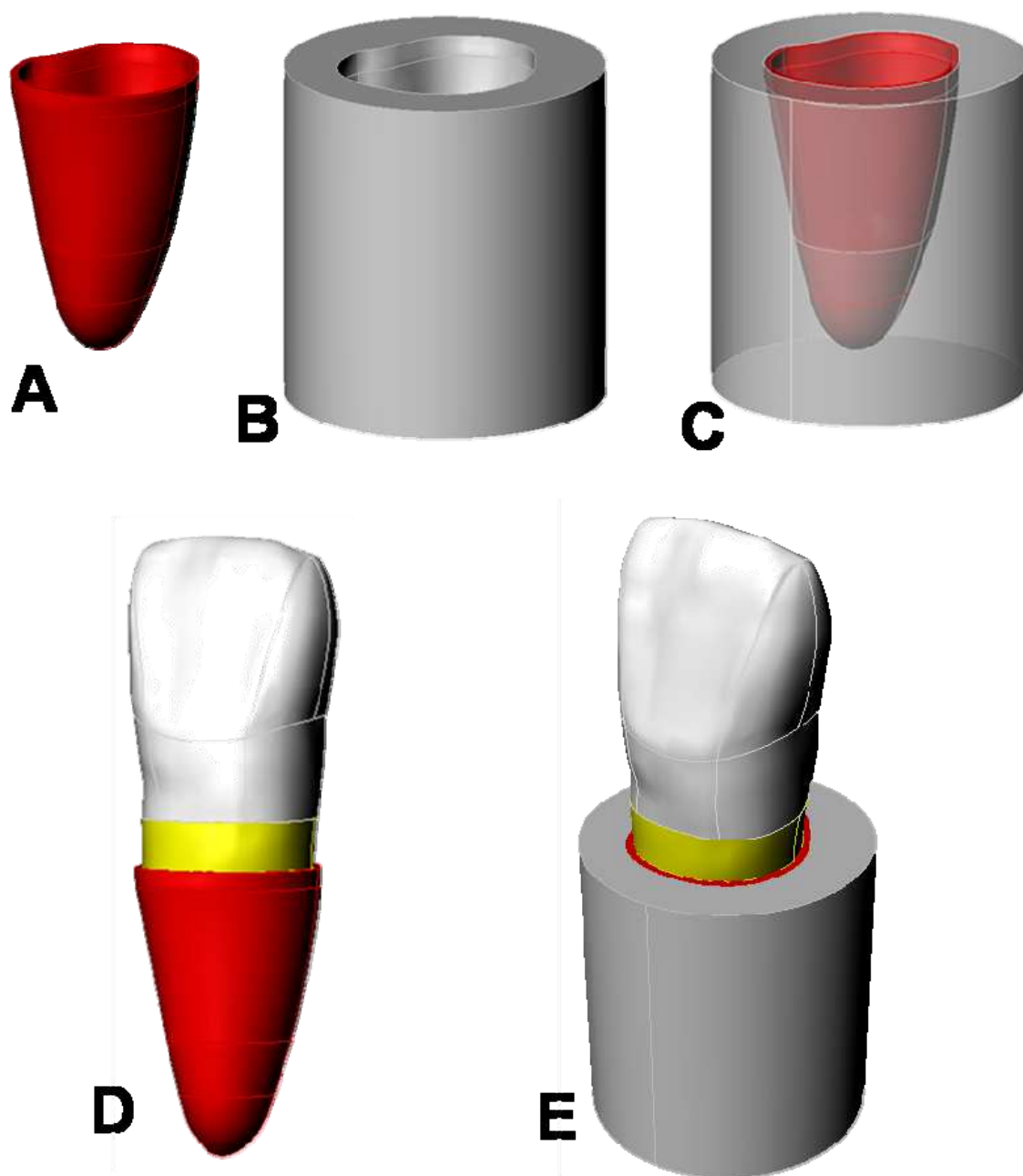


Figura 3 – Simulação do ligamento periodontal. (A) Geometria e espessura do ligamento (0,3mm de espessura); (B) Geometria do cilindro; (C) Conjunto cilindro e ligamento; (D) Conjunto dente e ligamento; (E) Conjunto dente, ligamento e cilindro.

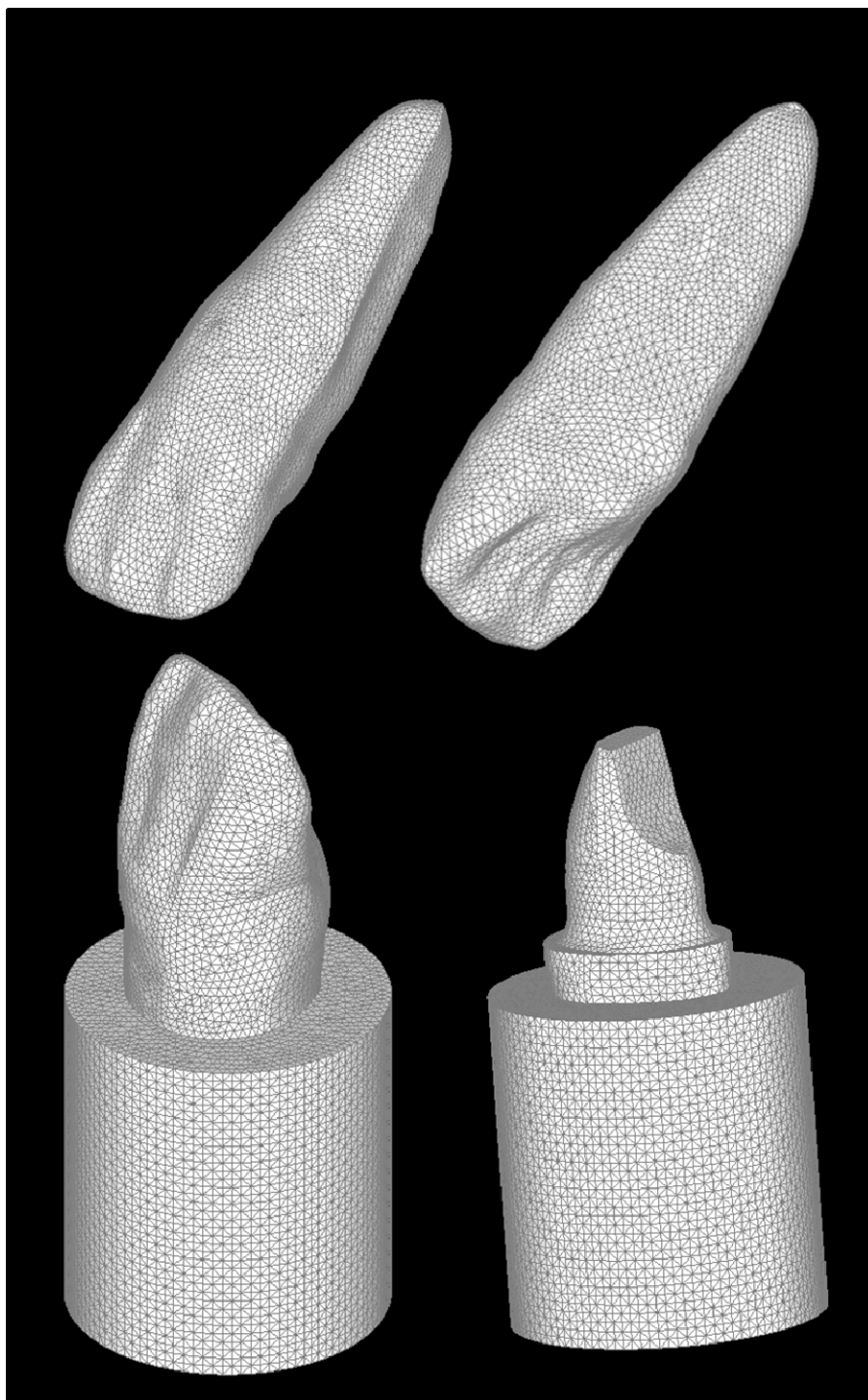


Figura 4 – Característica da malha do modelo, observa-se homogeneidade, controle e conectividade da malha.

4.2 Simulação das formas de tratamento

A partir do modelo tridimensional do incisivo central hígido, foram simuladas as diferentes formas de tratamento. A partir da associação de 2 tipos de retentores intra-radulares, 2 profundidades destes retentores intra-radulares, presença ou não de remanescente coronário e presença ou não de enfraquecimento do canal radicular foram obtidos 16 diferentes modelos. Esta associação está descrita na Tabela 1. Todos os modelos foram restaurados com coroa de cerâmica geradas por meio da geometria de esmalte do dente hígido.

Tabela 1 - Descrição dos modelos computacionais e grupos experimentais.

Fator em estudo	Grupo	Descrição
Tipo de Retentor intra-radicular	PFV	Pino de Fibra de Vidro
	NMF	Núcleo Metálico e Fundido
Remanescente coronário	ARE	Ausência de remanescente coronário
	RE	Remanescente coronário de 2,0mm
Profundidade do retentor intra-radicular	7,0	7,0 mm de profundidade
	12,0	12,0 mm de profundidade
Enfraquecimento do canal radicular	AENF	Ausência de Enfraquecimento do canal radicular
	ENF	Enfraquecimento do canal radicular

4.3 Geração dos modelos dos retentores intra-radulares

Para a geração da geometria tridimensional do pino de fibra de vidro (PFV), utilizamos como modelo o pino White Post DC número 3 (FGM Produtos Odontológicos, Joinville, SC, Brasil). Este pino teve suas medidas e angulações mensuradas utilizando paquímetro digital (Mitutoyo, Tokyo, Japan) e os dados inseridos no programa de Bio-CAD (Computer Assisted Desing; Rhino3D, Rhinoceros, USA). Por meio destas medidas o modelo tridimensional do pino de

fibra de vidro foi construído de forma a representar fielmente o modelo real (Figura 5).

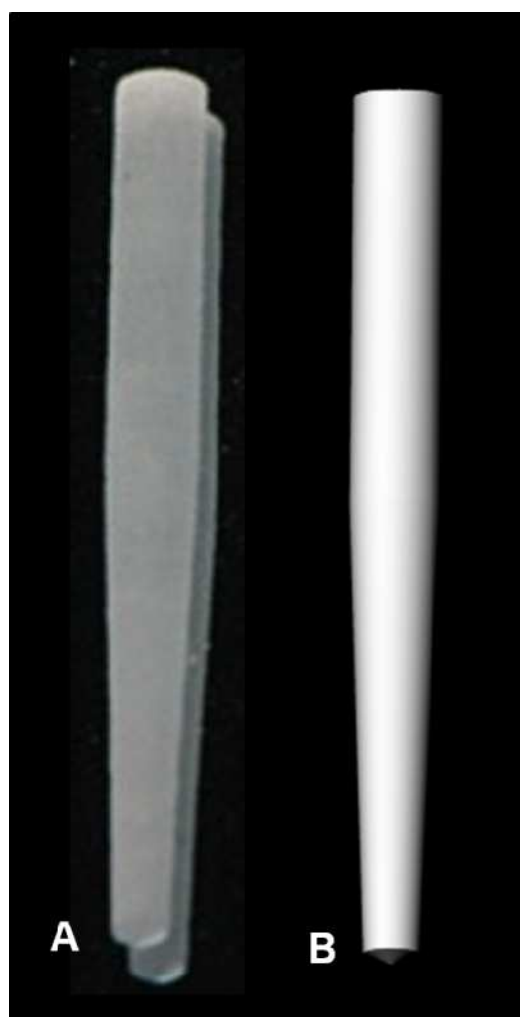


Figura 5 – (A) Imagem do pino White Post DC n° 3; (B) Modelo tridimensional do pino de fibra de vidro.

Para a simulação da porção coronária em resina composta do pino de fibra de vidro e padronização desta com o núcleo metálico e fundido, foi utilizado como padrão núcleo pré-fabricado (Nucleojet, Ângelus, Londrina, PR, Brasil) que foi

scaneado em Scanner de contato (MDX-40, Roland, CTI, SP, Brasil). Este aparelho gerou todos os contornos externos do núcleo, calibrado em 0,2mm para cada traçado. A geometria externa foi arquivada em arquivos do tipo *.STL (Stereolitográficos) e foram exportados para software de Bio-CAD (Computer Assisted Desing; Rhino3D, Rhinoceros, USA) para geração de modelo tridimensional (Figura 6).

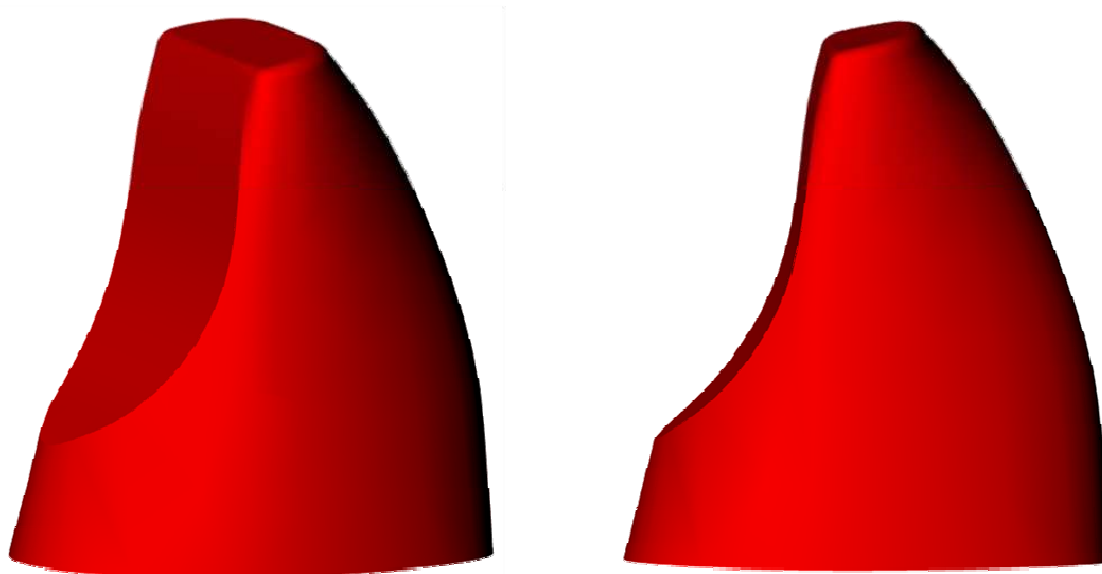


Figura 6 – Modelo tridimensional da porção coronária dos pinos estudados, gerado por meio da utilização do Nucleojet (Ângelus, Londrina, PR, Brasil).

O núcleo metálico fundido (NMF) foi gerado pela união da porção radicular do pino de fibra com a porção coronária do núcleo pré-fabricado, formando uma única estrutura. Desta forma os retentores foram padronizados na porção coronária e também na porção radicular (Figura 7).

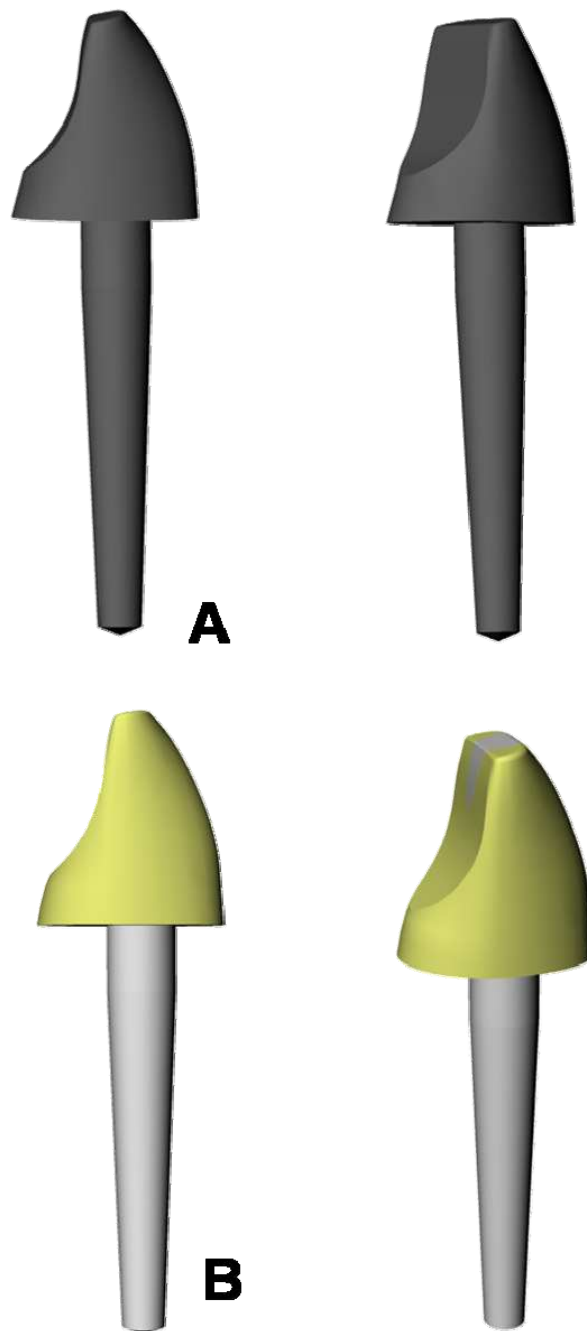


Figura 7 – (A) Modelo tridimensional do núcleo metálico e fundido, (B) Modelo tridimensional do pino de fibra de vidro associado com a porção coronária em resina composta.

4.4 Geração dos modelos variando a extensão da remanescente coronário

Neste estudo, o fator remanescente coronário foi analisado em dois níveis, sendo um modelo com remanescente coronário de 2,0mm (RE) e outro com ausência de remanescente coronário (ARE). O modelo de incisivo hígido que foi utilizado possui raiz de 13,0mm. A partir deste foi gerado dois modelos, um sem remanescente coronário composto por raiz de 13,0mm e outro modelo no qual foi simulado 2,0mm de remanescente coronário acima da raiz com 13,0mm (Figura 8). Para a simulação da remanescente coronário foi gerado preparo em ombro arredondado com 1,5mm de desgaste em toda sua extensão e expulsividade seqüencial da parede externa do núcleo de preenchimento simulado anteriormente (Figura 8). Nos modelos com ausência de remanescente coronário, a extensão de 2,0mm foi adicionada na porção inferior do núcleo de preenchimento.

4.5 Geração dos modelos variando a profundidade dos retentores intra-radiculares

O fator profundidade do retentor intra-radicular variou em dois níveis, sendo a inserção do retentor na profundidade de 7,0mm (7,0) e 12,0mm (12,0). Como neste estudo foi avaliado modelos com 2,0mm de remanescente coronário e com ausência da mesma, esta medida de profundidade do retentor intra-radicular teve como parâmetro o modelo com 2,0mm de remanescente coronário. Ou seja, nos modelos sem remanescente coronário a profundidade do retentor intra-radicular é 2,0mm menor, porém em todos os modelos, com remanescente coronário ou sem remanescente coronário, teve-se 3,0mm ou 8,0mm remanescente de obturação do canal radicular (Figura 9).

4.6 Geração dos modelos simulando enfraquecimento do canal radicular

Foram gerados modelos com ausência (AENF) e presença de enfraquecimento do canal radicular (ENF). Para simulação do enfraquecimento do canal radicular foi gerado desgaste no interior da dentina radicular. Novamente, o modelo com remanescente coronário foi usado como parâmetro para a quantidade de desgaste. O desgaste interno radicular foi simulado de forma que permanecesse apenas 0,5mm de espessura de remanescente na porção superior da remanescente coronário. Este desgaste convergiu até um diâmetro de 2,5mm no ápice do pino, que coincide com o diâmetro da ponta diamantada 3017 (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) (Figura 10). Para a restauração destas raízes, nos grupos restaurados com NMF o núcleo foi gerado com maior diâmetro ocupando o espaço gerado pelo enfraquecimento do canal radicular, enquanto nos grupos restaurados com PFV foi simulado o reembasamento dos pinos com resina composta.

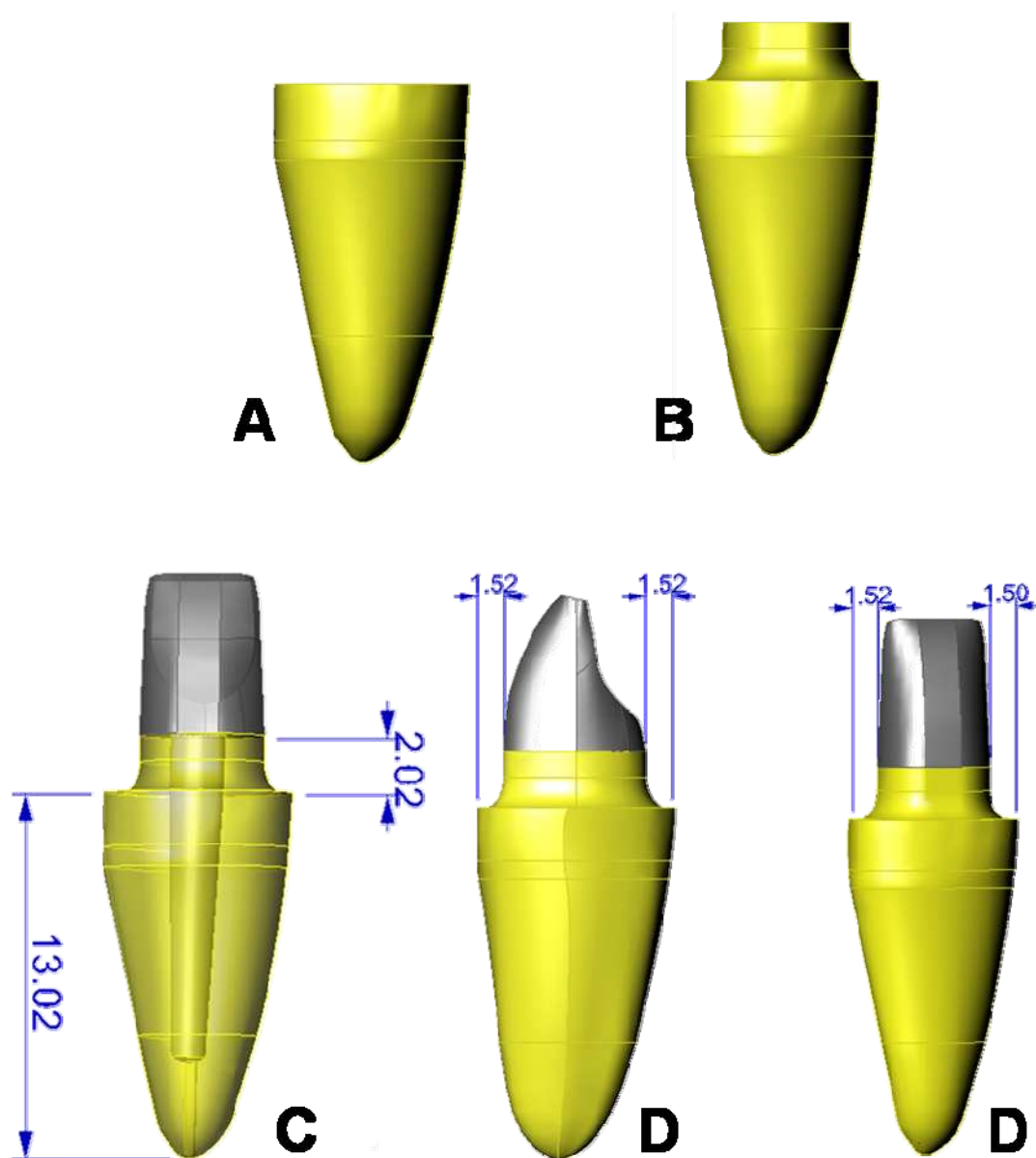


Figura 8 – (A) Modelo tridimensional da raiz sem remanescente coronário (AFE); (B) Modelo tridimensional da raiz com remanescente coronário de 2,0mm (FE); (C) Modelo tridimensional com a medida da raiz e da remanescente coronário; (D) Modelo tridimensional com a medida da quantidade de desgaste para confecção da remanescente coronário.

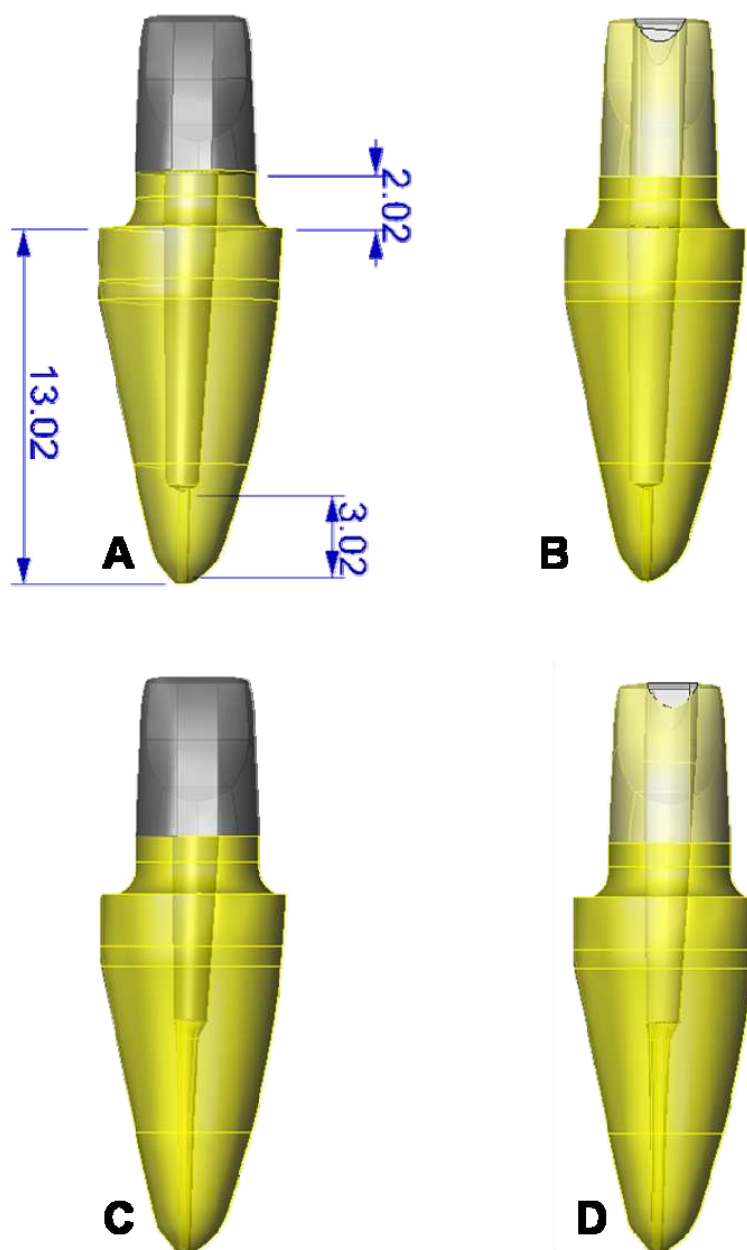


Figura 9 – Modelos com diferentes profundidades de retentores intra-radiculares. (A) Modelo tridimensional com NMF na profundidade de 12,0mm (12,0); (B) Modelo tridimensional com PFV na profundidade de 12,0mm (12,0); (C) Modelo tridimensional com NMF na profundidade de 7,0mm (7,0); (D) Modelo tridimensional com PFV na profundidade de 7,0mm (7,0).

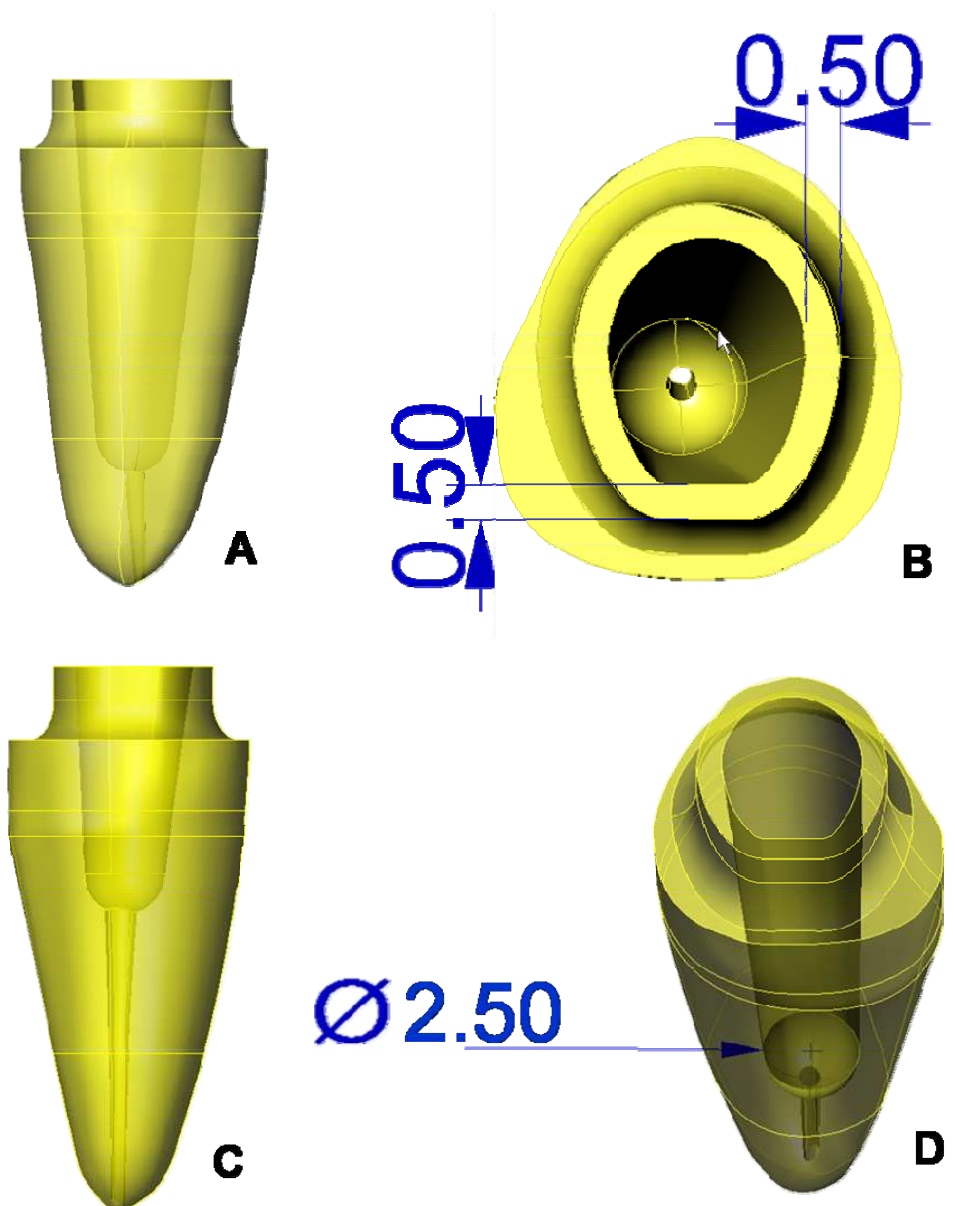


Figura 10 – Modelos com enfraquecimento do canal radicular (ENF). (A) Modelo tridimensional com enfraquecimento na profundidade de 12,0mm; (B) Modelo com enfraquecimento evidenciando a medida de 0,5mm de remanescente na região cervical; (C) Modelo tridimensional com enfraquecimento na profundidade de 7,0mm; (D) Modelo com enfraquecimento evidenciando que o enfraquecimento converge para um diâmetro de 2,5mm na região apical.

4.7 Geração da coroa cerâmica

Todos os modelos foram restaurados com coroas totais cerâmicas. Foi utilizada a geometria externa da coroa em esmalte do modelo de incisivo hígido para a simulação de coroa total em cerâmica pura.

4.8 Análise por elementos finitos

Os modelos geométricos gerados no CAD foram exportados para o software de pré-processamento (FEMAP, NoranEngineering, USA) e a malha de cada estrutura foi gerada empregando elemento sólido do tipo quadrático. Devido a presença de superfícies com geometria irregular e complexa, o processo de malhagem foi controlado empregando-se ferramentas específicas do software de pré-processamento, o que promoveu homogeneidade e conectividade da malha. A quantidade de elementos e nós de cada modelo está descrita na Tabela 2. A análise realizada foi estrutural linear e elástica e todos os materiais e estruturas foram considerados isotrópicos, lineares e homogêneos. As propriedades foram obtidas por meio de revisão da literatura foram inseridas (Tabela 3). O pino de fibra de vidro que foi considerado estrutura ortotrópica. As propriedades ortotrópicas do pino de fibra de vidro, também obtidas por meio de revisão da literatura, estão descritas na Tabela 4. Os modelos foram exportados para o módulo de processamento do software (NeiNastran, NoranEngineering, USA) para definição das condições de contorno, etapa importante na simulação dos contatos entre estruturas, restrição do modelo, aplicação de carga e análise das tensões. Foi aplicada pressão constante de 100N com direção normal à superfície palatina do incisivo, em superfície previamente demarcada e padronizada no CAD, empregando ponta em forma de lâmina de faca para localização da região a ser carregada (Figura 11). A restrição do modelo foi realizada na base e superfície lateral do cilindro. Para análise dos resultados foi realizado corte longitudinal no sentido vestibulo-lingual dos modelos para melhor visualização dos resultados

(Figura 11). Para a análise de tensões foi empregado o critério de von Mises e tensão máxima principal.

Tabela 2 - Número de elementos e nós dos modelos.

Modelos	Elementos	Nós
HÍGIDO	160.243	248.962
PFV-RE-12,0-AENF	164.013	260.946
PFV-RE-12,0-ENF	167.508	269.937
PFV-RE-7,0-AENF	163.653	259.425
PFV-RE-7,0-ENF	167.173	266.634
PFV-ARE-12,0-AENF	165.015	263.038
PFV-ARE-12,0-ENF	170.251	274.679
PFV-ARE-7,0-AENF	164.229	260.801
PFV-ARE-7,0-ENF	167.436	266.919
NMF-RE-12,0-AENF	162.282	257.249
NMF-RE-12,0-ENF	171.969	272.659
NMF-RE-7,0-AENF	161.804	255.550
NMF-RE-7,0-ENF	165.386	261.754
NMF-ARE-12,0-AENF	163.233	258.506
NMF-ARE-12,0-ENF	170.358	270.748
NMF-ARE-7,0-AENF	164.038	258.798
NMF-ARE-7,0-ENF	164.984	261.136

Tabela 3 - Propriedades mecânicas das estruturas dentais e materiais odontológicos empregados.

Estrutura	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson	Referência
Esmalte	84,1	0,33	Zarone et al., 2006
Dentina	18,0	0,31	Rees et al., 1994
Poliéster	0,05	0,45	Soares et al. 2008
Resina de Poliestireno	13,5	0,31	Soares et al. 2008
Resina composta	16,6	0,24	Joshi et al., 2001
Liga NiCr	205	0,33	Toparli, 2003
Cerâmica	69	0.30	Zarone et al., 2006

Tabela 4 - Propriedades mecânicas do pino de fibra de vidro, considerado como estrutura ortotrópica.

Propriedades*	Pino de Fibra de Vidro
Ex (GPa)	37
Ey (GPa)	9,5
Ez (GPa)	9,5
η_{xy}	0.27
η_{yz}	0.27
η_{xz}	0.34
Gxy (GPa)	3.10
Gyz (GPa)	3.10
Gxz (GPa)	3.50

*Lanza et al., 2005

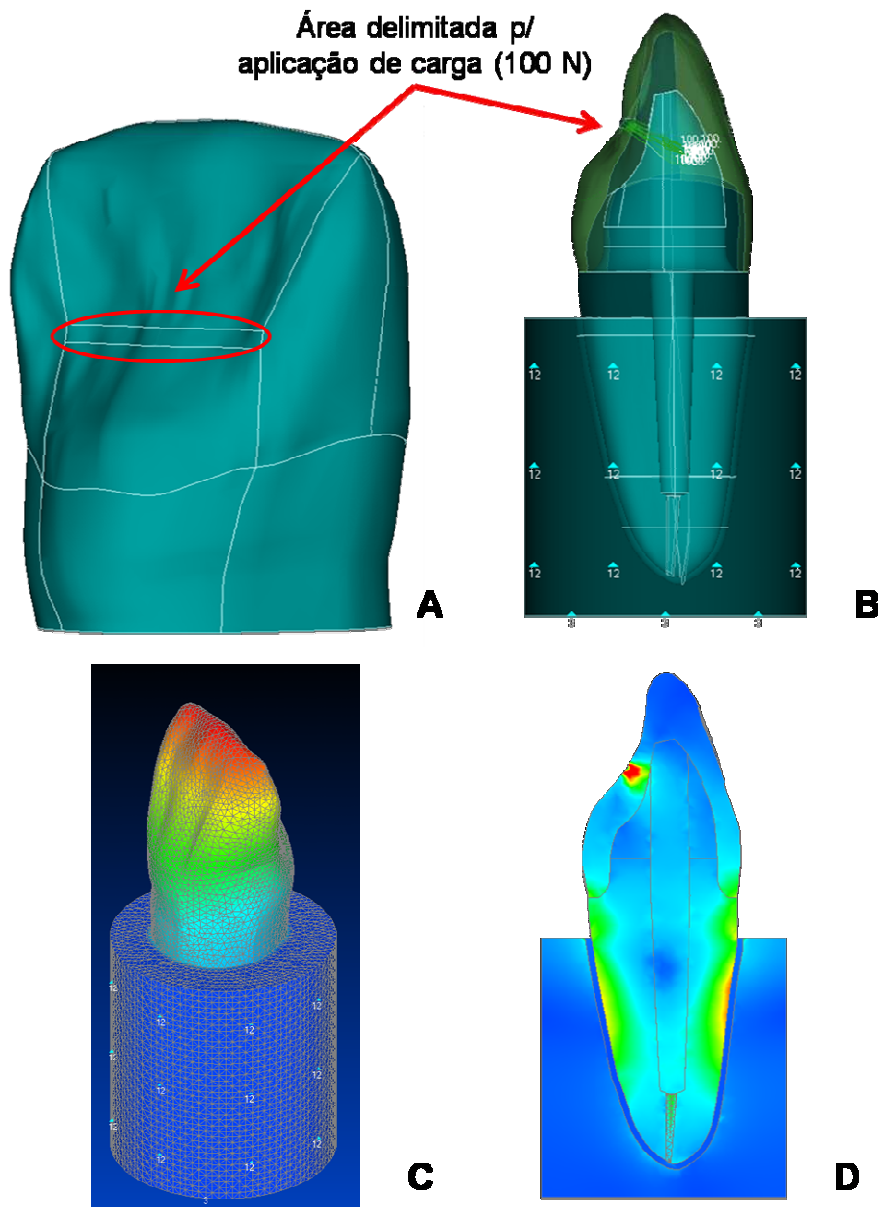


Figura 11 – Condições de contorno aplicadas ao modelo visualização dos resultados. (A) Área delimitada na superfície palatina do modelo para aplicação de pressão com valor de 100N; (B) Representação dos vetores de força aplicada na superfície palatina do modelo e da restrição de movimento aplicada na base e laterais do cilindro; (C) Visualização 3D do resultado; (D) Corte no sentido vestibulo-lingual para melhor visualização dos resultados.

5 RESULTADOS

A análise do deslocamento e distribuição de tensões foi realizada de forma qualitativa por meio de comparação das imagens. Para a análise dos resultados as imagens foram agrupadas de forma que possa comparar os fatores em estudo primeiramente mantendo o fator remanescente coronário em 2,0mm (Figuras 13 e 14) e posteriormente com ausência de remanescente coronário (Figuras 15 e 16), comparadas também ao dente hígido (Figura 12).

Analisando primeiramente o fator tipo de retentor intra-radicular, as tensões tendem a se concentrar no interior do NMF e na interface pino/dentina, enquanto tendem a serem mais homogeneamente distribuída em todas as estruturas do complexo restaurador com PFV (Figura 13). Com o NMF verifica-se concentração de tensões no interior no canal radicular, principalmente na altura da remanescente coronário, externa e internamente. Já com PFV as tensões tendem a se concentrarem na superfície externa vestibular e palatina da raiz, de forma semelhante ao dente hígido (Figura 12).

O enfraquecimento foi o fator de maior influência neste estudo. E é claramente mais acentuado para o NMF, onde houve maior concentração de tensão no interior do canal radicular. O PFV apresenta a mesma distribuição de tensão, porém distribuída em menor volume de dentina devido ao enfraquecimento. A mesma situação é acentuada na ausência da remanescente coronário para o NMF e PFV.

A presença de remanescente coronário mostrou ser fator importante na distribuição de tensões, variando sua importância na associação com outros fatores. A presença de remanescente coronário com o PFV é menos significativa do que para o NMF, pois as tensões se concentraram mais no término cervical do NMF. A presença de remanescente coronário se mostrou mais importante para ambos os tipos de pinos na presença de enfraquecimento do canal radicular. A ausência de remanescente coronário tende a mudar o centro de tensões na

dentina para a região infra-óssea com o NMF. O encurtamento do pino também acentua a necessidade da remanescente coronário.

A extensão do retentor intra-radicular mostrou diferenças entre os tipos de retentores. O PFV com presença de remanescente coronário não teve seu padrão de distribuição de tensões influenciado pela extensão do retentor, principalmente com ausência de enfraquecimento do canal radicular. A diminuição da extensão do retentor se mostrou mais deletéria para o NMF, onde as tensões tendem a se concentrar no interior do canal radicular em menor extensão, concentradas no terço cervical.

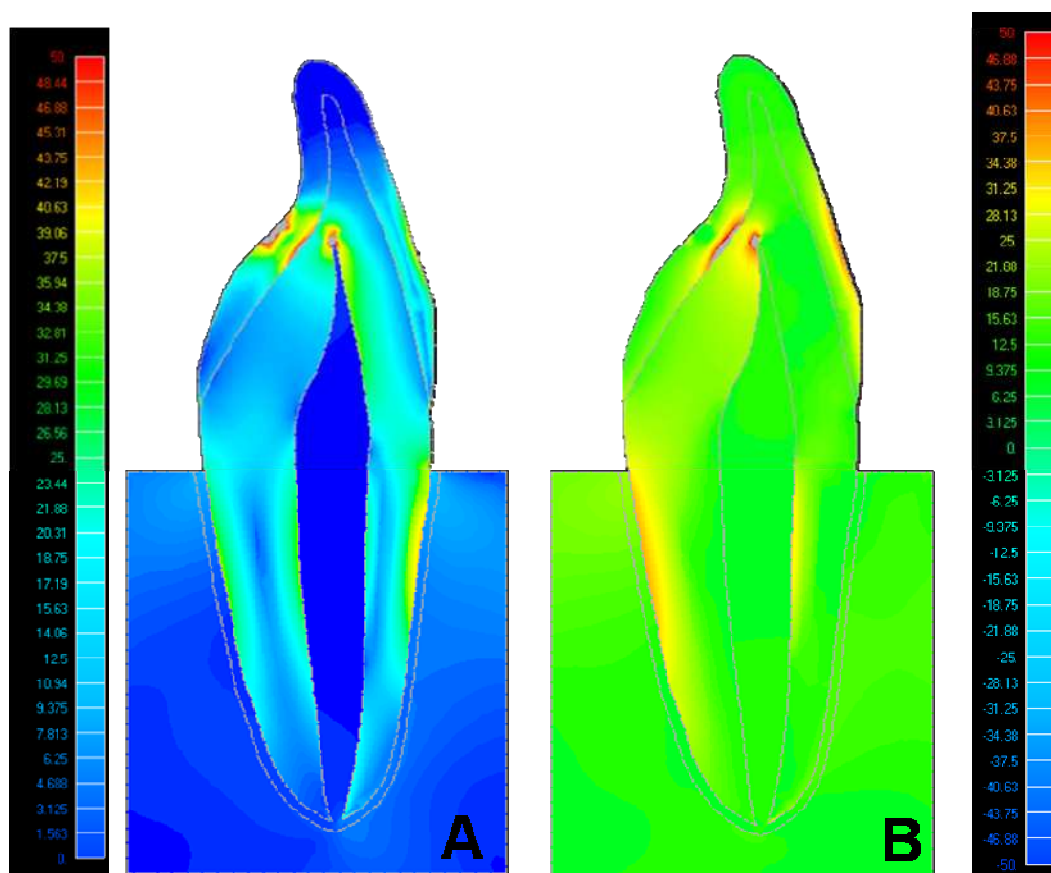


Figura 12 – Resultados da análise de tensões do dente hígido. (A) Análise de tensões pelo critério de von Mises; (B) Análise de tensões pelo critério de tensão máxima principal.

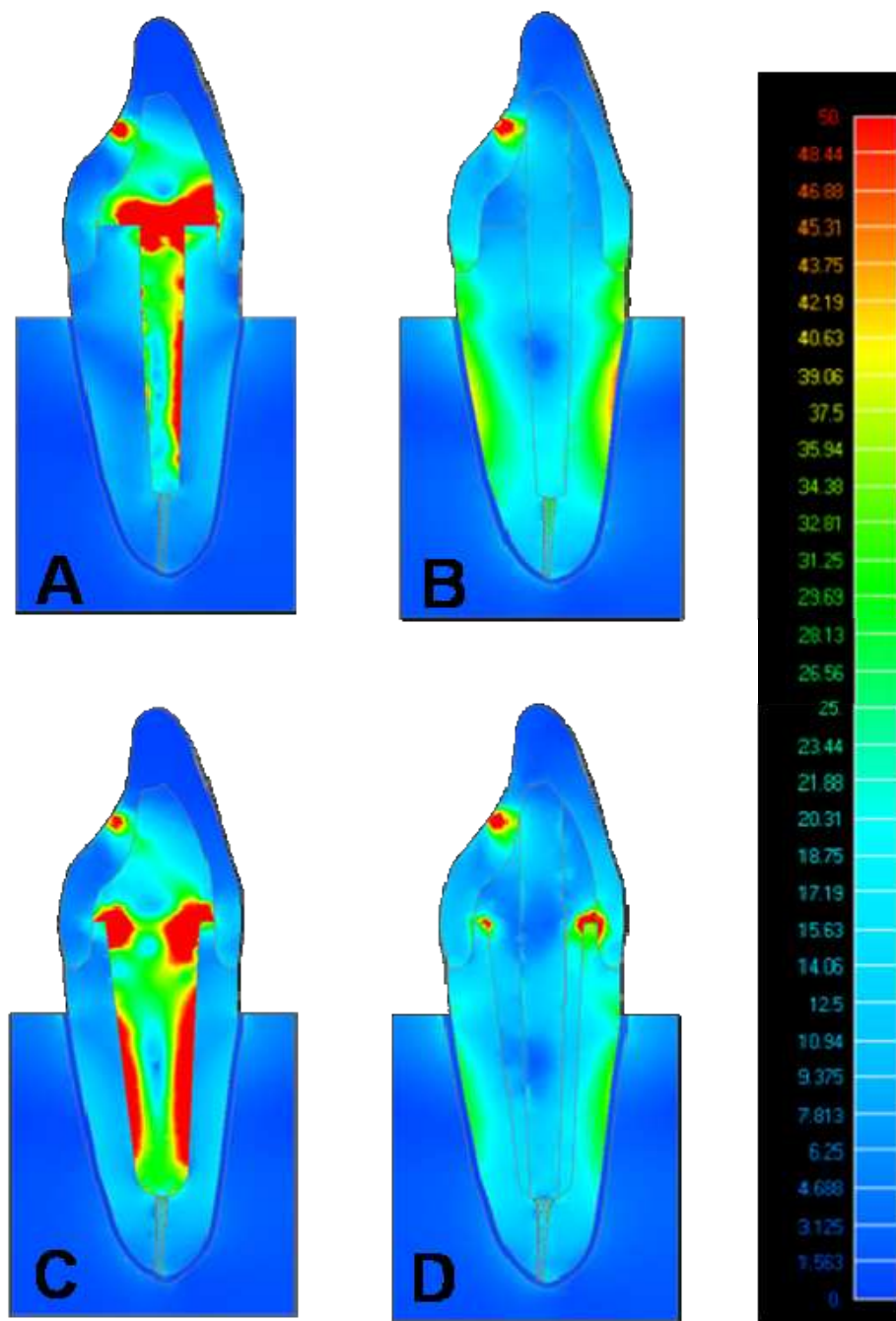


Figura 13 – Resultados da análise de tensões pelo critério de von Mises. (A) NMF-RE-12,0-AENF; (B) PFV-RE-12,0-AENF; (C) NMF-RE-12,0-ENF; (D) PFV-RE-12,0-ENF.

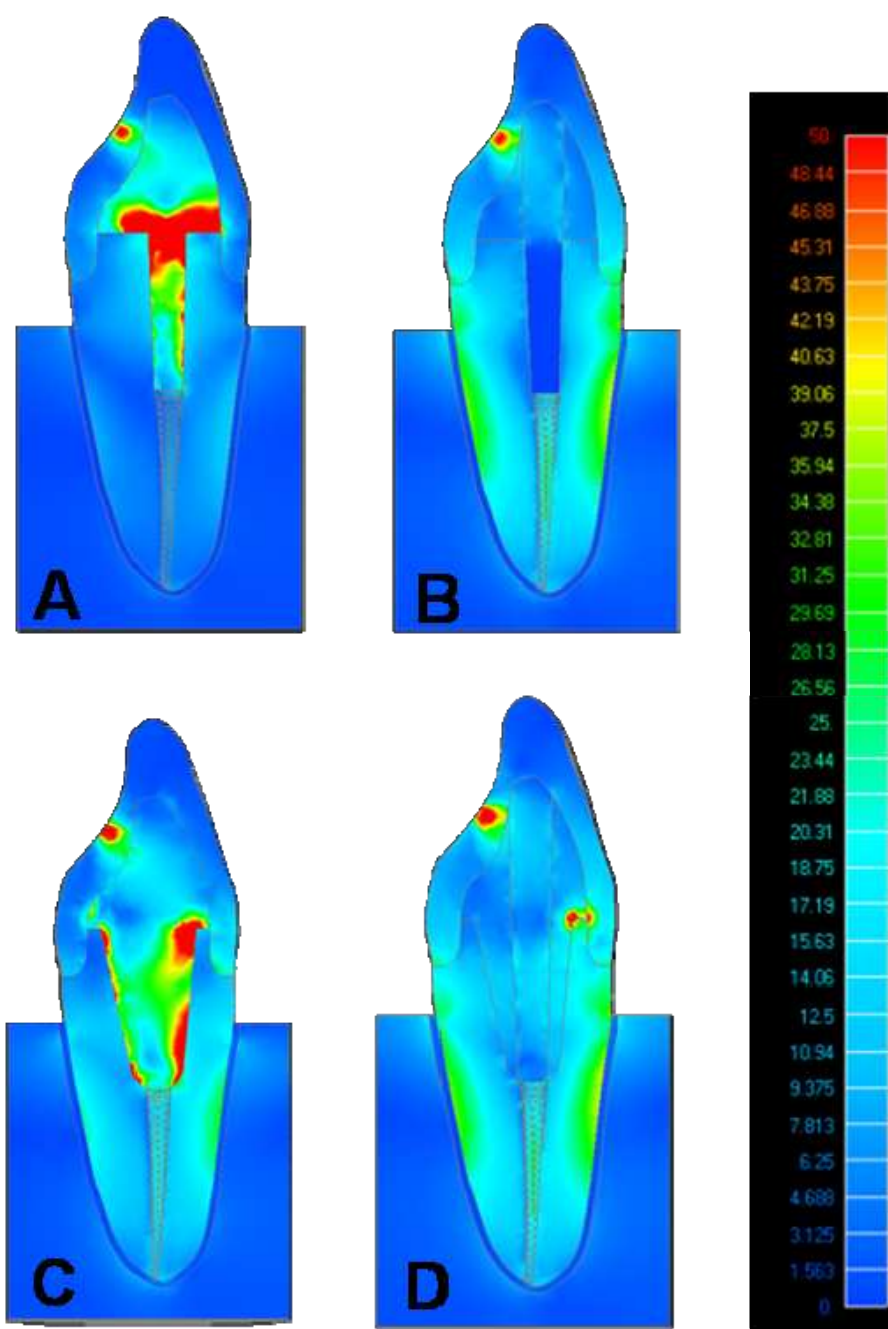


Figura 14 – Resultados da análise de tensões pelo critério de von Mises. (A) NMF-RE-7,0-AENF; (B) PFV-RE-7,0-AENF; (C) NMF-RE-7,0-ENF; (D) PFV-RE-7,0-ENF.

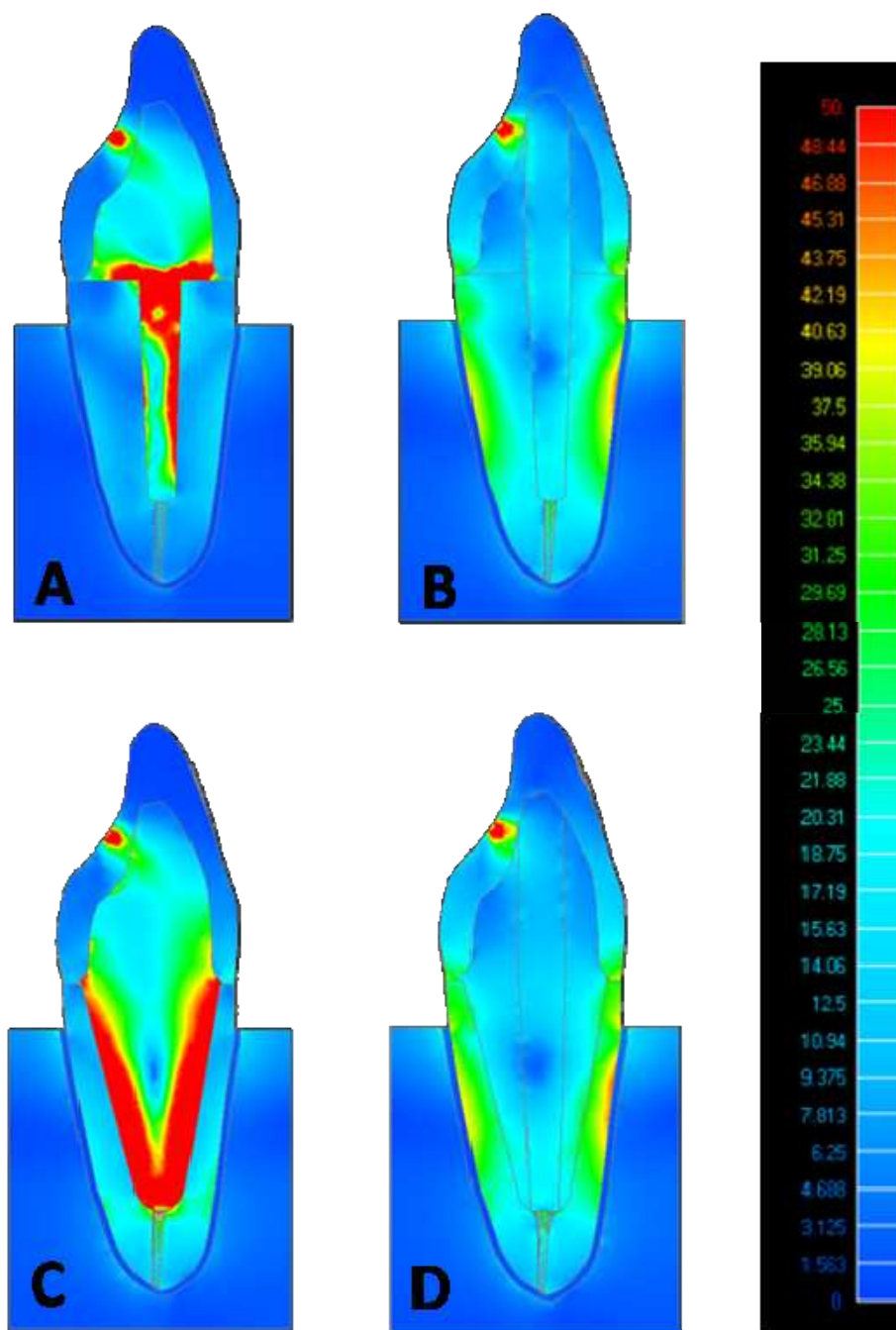


Figura 15 – Resultados da análise de tensões pelo critério de von Mises. (A) NMF-ARE-12,0-AENF; (B) PFV-ARE-12,0-AENF; (C) NMF-ARE-12,0-ENF; (D) PFV-ARE-12,0-ENF.

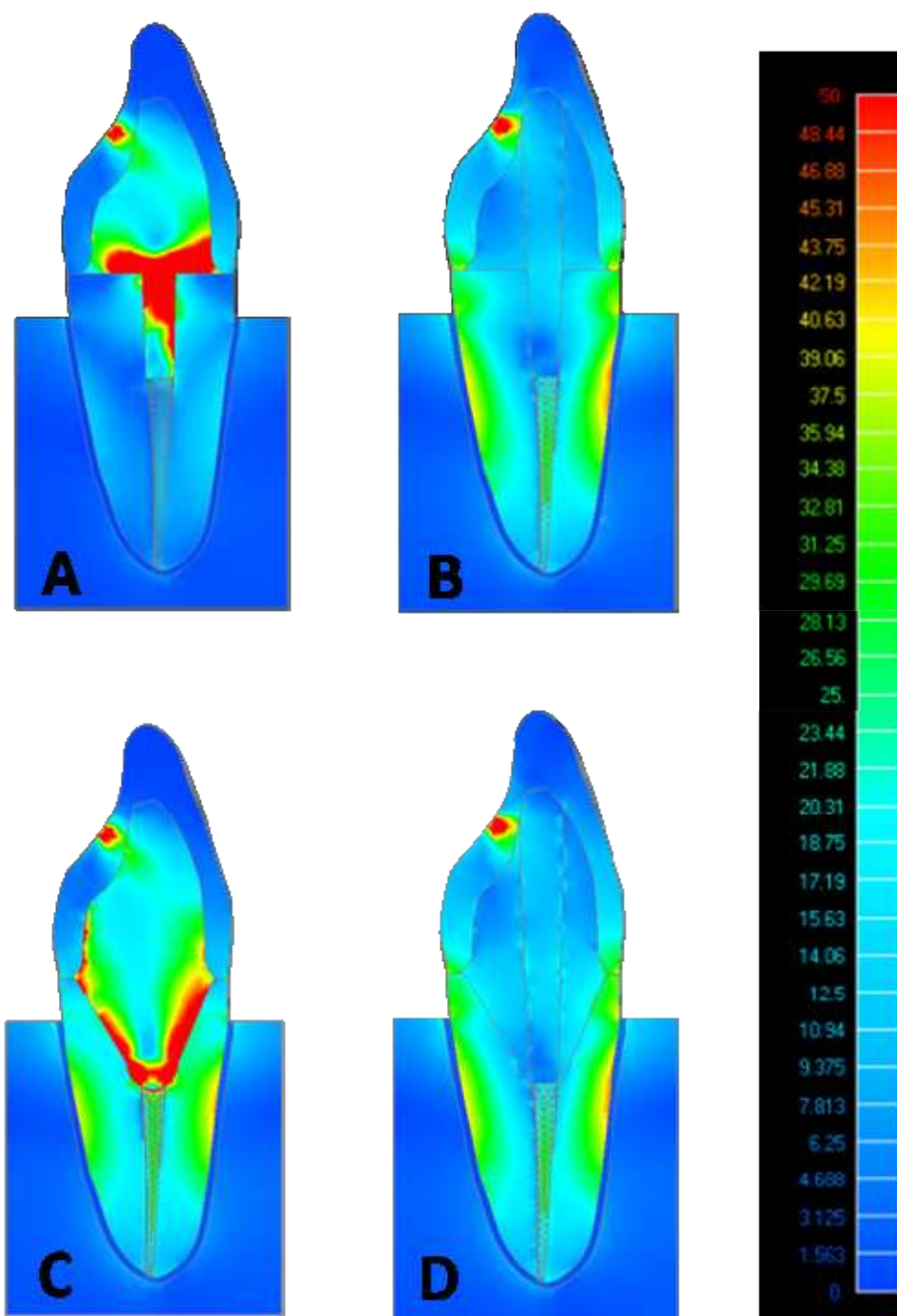


Figura 16 – Resultados da análise de tensões pelo critério de von Mises. (A) NMF-ARE-7,0-AENF; (B) PFV-ARE-7,0-AENF; (C) NMF-ARE-7,0-ENF; (D) PFV-ARE-7,0-ENF.

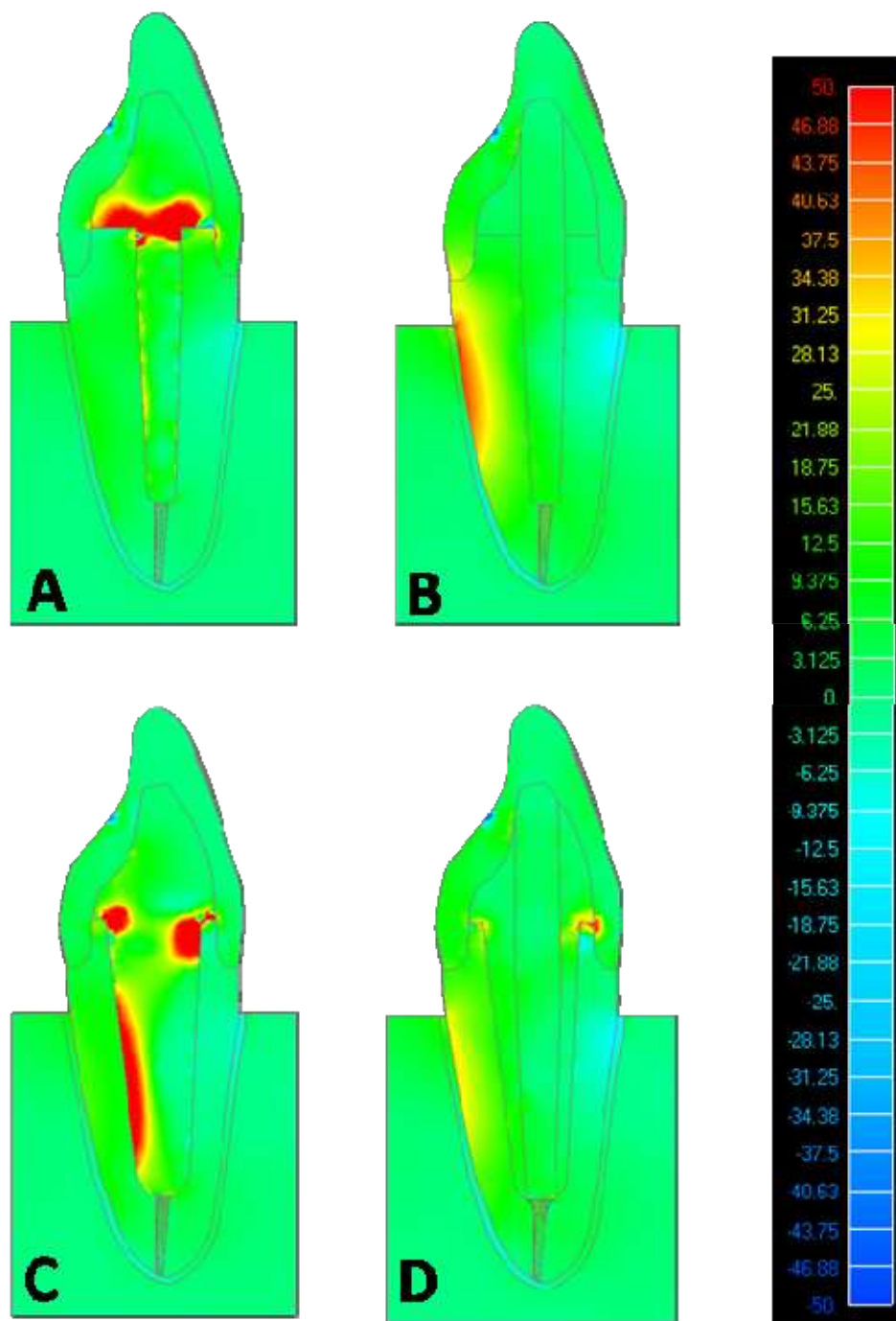


Figura 17 – Resultados da análise de tensão máxima principal, sendo a cor azul tensões de compressão e a cor vermelha tensões de tração. (A) NMF-RE-12,0-AENF; (B) PFV-RE-12,0-AENF; (C) NMF-RE-12,0-ENF; (D) PFV-RE-12,0-ENF.

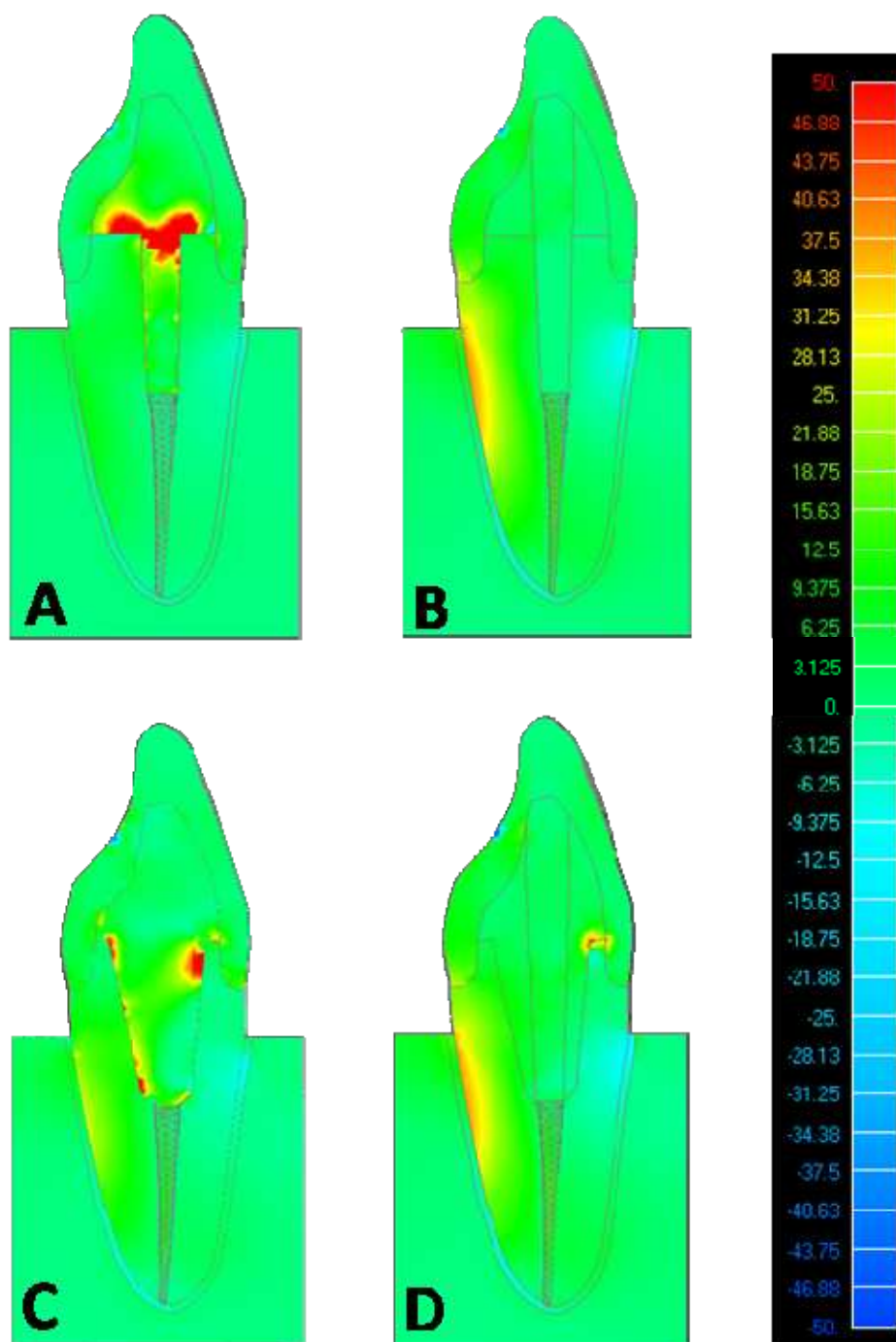


Figura 18 – Resultados da análise de tensão máxima principal, sendo a cor azul tensões de compressão e a cor vermelha tensões de tração. (A) NMF-RE-7,0-AENF; (B) PFV-RE-7,0-AENF; (C) NMF-RE-7,0-ENF; (D) PFV-RE-7,0-ENF.

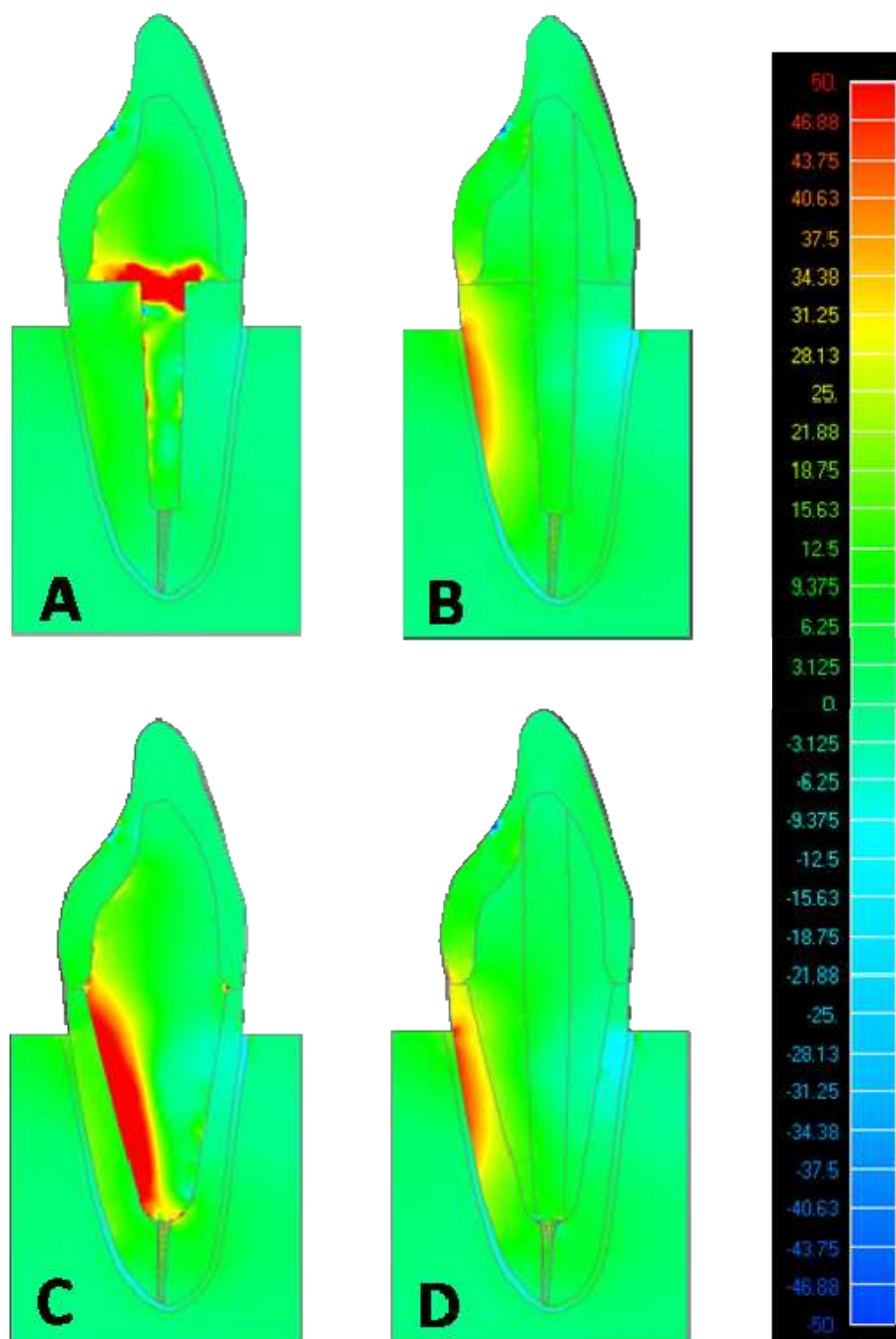


Figura 19 – Resultados da análise de tensão máxima principal, sendo a cor azul tensões de compressão e a cor vermelha tensões de tração. (A) NMF-ARE-12,0-AENF; (B) PFV-ARE-12,0-AENF; (C) NMF-ARE-12,0-ENF; (D) PFV-ARE-12,0-ENF.

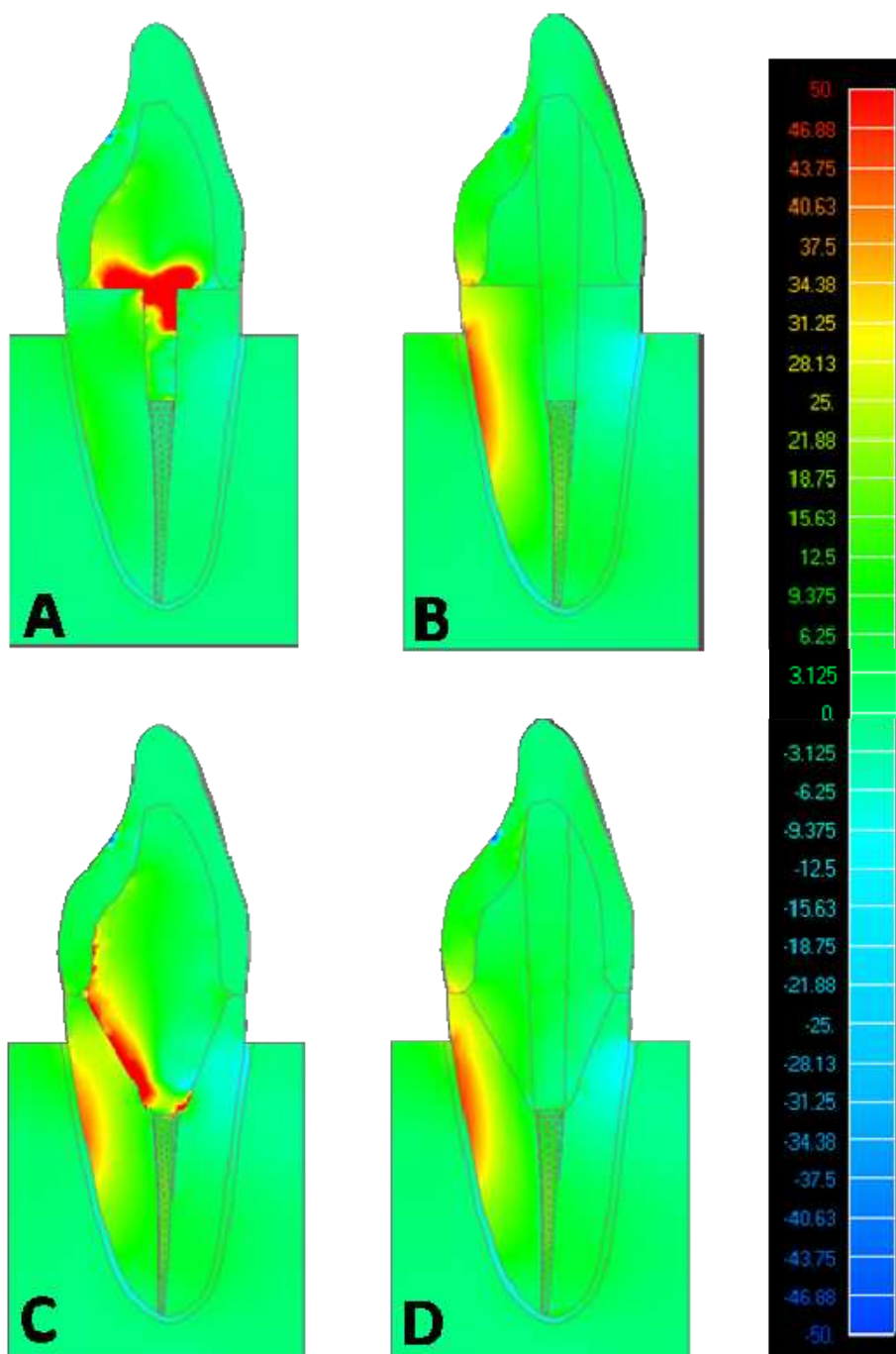


Figura 20 – Resultados da análise de tensão máxima principal, sendo a cor azul tensões de compressão e a cor vermelha tensões de tração. (A) NMF-ARE-7,0-AENF; (B) PFV-ARE-7,0-AENF; (C) NMF-ARE-7,0-ENF; (D) PFV-ARE-7,0-ENF.

6 DISCUSSÃO

As hipóteses testadas foram aceitas, a ausência de remanescente coronário, enfraquecimento interno do canal radicular e a extensão de diferentes retentores intra-radulares influenciaram de forma associada no comportamento biomecânico restaurador de dentes tratados endodonticamente.

Apesar de serem empregados com alta frequência e apresentarem grande credibilidade, os ensaios laboratoriais mecânicos e destrutivos apresentam limitações no fornecimento de informações ultra-estruturais e biomecânicas do comportamento das amostras no momento que antecede a fratura (Rees et al., 1994; Soares et. al, 2008). Desta forma, é importante a utilização de análises não-destrutivas, como empregando o método de por elementos finitos, para análise comportamental da distribuição de tensão da estrutura dental testada e relação com resultados de deformação, resistência e padrão de fratura (Rees et al., 1994; Soares et. al, 2008). Isto porque a distribuição de tensão fornece informações do por que e qual área estaria mais propensa a transmissão da energia de deformação para a extremidade da trinca, fornecendo energia para a sua propagação, sendo que a velocidade na qual a trinca é alimentada pela energia depende da taxa de mudança de forma do material adjacente a trinca (Kishen et al., 2004). Consequentemente, a resistência à fratura pode ser aumentada por algum mecanismo que altere a distribuição de tensões ou aumente a quantidade de energia requerida para a propagação da trinca inicial (Kishen et al., 2004).

Apesar de dentes hígidos apresentarem área neutra de tensões no centro da raiz e a maior concentração de tensão se refletir na circunferência (Assif & Gorfil, 1994; Albuquerque et al., 2003; Zarone et al., 2006), após a perda da coroa e inserção de retentores intra-radulares, o estado de tensão/deformação da estrutura é modificado (Naumann et al., 2006 (b); Albuquerque et al., 2003; Zarone et al., 2006). Sob a aplicação de carga, em um sistema com componentes de rigidez diferente, as tensões irão se concentrar na estrutura com maior módulo de

elasticidade, neste caso, no pino metálico. Esta rigidez imposta à estrutura promove restrição do deslocamento do dente, ou seja, sua flexibilidade é diminuída e, conseqüentemente, há redução da tensão periférica da raiz. As tensões que se localizavam na periferia da raiz concentraram-se nas regiões onde o deslocamento natural do dente passou a ser mais restrito, na área de interface pino-cimento (Albuquerque et al., 2003; Genovese et al., 2005; Lanza et al., 2005; Li et al., 2006). O possível rompimento da interface induz a dissipação da energia acumulada no interior do pino para a dentina. Além da diferença de rigidez do pino, o canal radicular apresenta dentina em forma radial e, uma vez que as tensões incidem paralelamente a orientação dos túbulos, elas tendem a gerar efeito de cunha, que poderá separar a raiz em duas partes e potencializar fraturas catastróficas. Em caso de enfraquecimento do canal radicular, onde as paredes dentinárias que circundam os pinos são delgadas, menor força de compressão portanto é requerida para que a fratura ocorra (Silva, 2007).

Diante da clara correlação existente entre material restaurador e fratura radicular, o material constituinte de pinos intra-radulares deve apresentar módulo de elasticidade similar ao da dentina para homogênea distribuição de tensões ao longo do pino e da raiz (Assif et al., 1989; King et al., 1990). As interfaces de materiais com diferentes módulos de elasticidade representam o ponto de fragilidade do sistema restaurador, pois influencia na distribuição de tensões, sendo regiões de concentração de tensão (Zarone et. al, 2006). De acordo com os resultados obtidos neste estudo, com relação ao tipo de retentor intra-radicular, o NMF apresentou área de concentração de tensões na face vestibular na altura do término da remanescente coronário, externa e internamente. Se esta interface falha, a distribuição de tensões muda completamente. No PFV as tensões tendem a se concentrarem na superfície externa da raiz. Partindo do princípio que o procedimento restaurador deve proteger o remanescente dental, o NMF se mostrou também dependente da presença de remanescente coronário, pois as tensões concentradas no remanescente coronário do modelo NMF-RE-12,0-

AENF, foram somadas as tensões no interior do canal radicular no modelo com ausência de remanescente coronário NMF-ARE-12,0-AENF. A presença de remanescente coronário também se mostrou importante para o PFV para tender a gerar maior resistência do núcleo de preenchimento, pois foi o local onde houve aumento da concentração de tensão observada no modelo PFV-ARE-12,0-AENF. As tensões distribuídas na porção radicular do modelo sem remanescente coronário PFV-ARE-12,0-AENF se apresentaram semelhantes as tensões distribuídas no modelo com remanescente coronário PFV-RE-12,0-AENF.

O princípio de estruturas rígidas resistirem maiores valores de carregamento e apresentarem menor deformação (Zarone et al., 2006) pode esclarecer o maior índice de fraturas em raízes restauradas com pinos metálicos quando comparados a pinos não metálicos demonstrado tanto em estudo in vitro (Mannocci et al., 1999) como em estudos clínicos (Mannocci et al., 2005; Naumann et al., 2005). Isto ocorre porque raízes restauradas por materiais com alto módulo de elasticidade se tornam mais rígidas por acumularem tensões em seu interior e conseqüentemente apresentarem menores níveis de deformação (Santos Filho et al., 2008). Sendo assim, quando o pino apresenta comprimento ideal, estas raízes são mais resistentes ao carregamento não apresentando falhas no pino e núcleo de preenchimento, porém apresentam maior número de fraturas radiculares.

Considerando a restauração das raízes fragilizadas, a associação de resina composta e PFV no interior do canal radicular é amplamente empregada (Mendonza et al., 1997; Lui 1999; Newman et al., 2003; Marchi et al., 2003; Tait et al., 2005; Hu et al., 2005; Carvalho et al., 2005; Gonçalves et al., 2006; Wu et al., 2006; Silva GR, 2007). A maioria dos experimentos ou dos casos clínicos está associada ao uso de sistema de pino translúcido para realizar o reforço radicular. Neste estudo, a simulação da resina composta associada ao PFV mostrou melhor distribuição de tensões do que o NMF, que apresentou grande concentração de tensão no interior do canal radicular (NMF-RE-7,0-ENF, PFV-RE-7,0-ENF). O

enfraquecimento do canal radicular mostrou ser fator crítico na restauração de dentes anteriores tratados endodonticamente, pois gera aumento das tensões em menor volume de dentina radicular, aumentando o risco de fratura radicular. Esta alteração de distribuição de tensões e risco de fratura radicular se mostrou mais acentuado com o uso de NMF. A ausência de remanescente coronário também constituiu fator que acentuou a concentração de tensões em raízes enfraquecidas para ambos os retentores intra-radulares (NMF-ARE-12,0-ENF, PFV-ARE-12,0-ENF). O enfraquecimento do canal radicular associado ao uso do PFV em menor extensão mostrou concentração de tensão na interface entre resina de reembasamento e PFV, podendo gerar maiores falhas nesta interface (PFV-ARE-7,0-ENF).

Um dos fatores de grande questionamento na seleção de retentores intra-radulares está relacionado à extensão do pino. Maior sucesso na reabilitação de dentes tratados endodonticamente foi observado quando o comprimento do pino metálico é igual ou maior ao comprimento da coroa (Standlee et al., 1980; Sokol, 1984), enquanto que para pinos curtos, alta taxa de fratura radicular foi encontrada (Holmes et al., 1996). Estudo tem mostrado que o comprimento do pino metálico e a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente são diretamente proporcionais (Trabert et al., 1978),. E que menor concentração de tensões diante do aumento do comprimento de pino intra-radicular metálico: pinos com tamanho de $\frac{3}{4}$ da raiz promovem maior rigidez e menor flexão radicular quando comparados a pinos com profundidade de $\frac{1}{2}$ e $\frac{1}{4}$ do canal aliviado (Standlee et al., 1972).

Os resultados obtidos neste estudo comprovam que a extensão do retentor intra-radicular mostrou ser mais significativa para o NMF com presença ou não de remanescente coronário. O PFV na presença de remanescente coronário (PFV-RE-12,0-AENF) não teve seu padrão de distribuição de tensões influenciado pela extensão do retentor (PFV-RE-7,0-AENF), principalmente com ausência de enfraquecimento do canal radicular. A diminuição da extensão do retentor para o

NMF gera maior concentração de tensões no interior do canal radicular na altura do terço cervical, aumento o risco de falhas pré-maturas ou fraturas radiculares (Santos-Filho et al., 2008)

A semelhança da distribuição de tensões encontrada para o PFV (Figura 13) nas extensões estudadas pode ser justificada pelo baixo módulo de elasticidade similar ao da dentina, permitindo deformação do complexo restaurador semelhante ao do dente hígido (Figura 12) dissipando as tensões ao longo de todas as estruturas do dente restaurado (Zarone et al., 2006). Materiais com baixo módulo de elasticidade como o pino de fibra de vidro, acompanham os movimentos flexurais naturais do dente, reduzindo a concentração de tensão nas interfaces, capacitando o complexo restaurador a mimetizar o comportamento biomecânico de dentes hígidos (Zarone et al., 2006). Materiais com alta rigidez, como os pinos metálicos, geram alta concentração de tensão nas interfaces modificando negativamente o comportamento biomecânico do complexo restaurador (Zarone et al., 2006). Torbjörner & Fransson (2004) afirmaram que a escolha do material apropriado para restauração intra-radicular se baseia na opção por um material com baixo módulo de elasticidade, que geralmente conduz à falhas reparáveis, ou por um material com alto módulo, que provavelmente apresentem falhas depois de um maior período, mas que sejam irreparáveis.

A determinação do material e da extensão ideal de retentores intra-radulares deve ser baseada em achados científicos e bom senso profissional, buscando equilíbrio capaz de alcançar melhores características biomecânicas. De acordo com os resultados deste estudo, parece viável propor para restauração de dentes tratados endodonticamente em situações clínicas onde não se é possível inserção de retentor em maiores profundidades, como raiz curva ou com calcificação do canal radicular, a utilização de PFV como alternativa viável. A ausência de remanescente coronário se mostrou crítica para ambos os pinos estudados, sendo viável a realização de procedimentos para ganho de remanescente, como cirurgia para aumento de coroa clínica. Para a restauração

de raízes fragilizadas parece ser indicado o uso de PFV diminuindo o risco de fratura radicular, principalmente quando o enfraquecimento está associado a ausência de remanescente coronário.

Este estudo apresentou algumas vantagens como o desenvolvimento de protocolo alternativo e de qualidade para geração de modelos tridimensionais para análise de elementos finitos. Esta técnica apresenta como principal vantagem custo relativamente baixo, visto que não há necessidade de equipamentos de alto custo e emprego de 2 programas (CAD-CAE). Comparando os modelos de incisivos desenvolvidos por outros autores (Apêndice 1) pode-se observar a evolução dos modelos incisivos durante a última década, devido principalmente à evolução tecnológica; e que o modelo desenvolvido neste estudo apresenta geometria complexa, alta qualidade de definição, controle de malha adequado e análise ortotrópica do PFV. Como limitação deste estudo destaca-se a simplificação do modelo com relação à isotropia das demais estruturas, homogeneidade e linearidade da análise, e ausência de análises quantitativas dos resultados. Para estudos futuros sugere-se o desenvolvimento de modelos com estruturas orto e anisotrópicas, empregando heterogeneidade de fases estruturais, e análises não-lineares.

7 CONCLUSÃO

Baseado nos resultados deste estudo e considerando suas limitações, as seguintes conclusões podem ser descritas:

1. O protocolo de geração de modelos tridimensionais se mostrou adequado para análise por elementos finitos.
2. O PFV apresenta distribuição homogênea das tensões enquanto o NMF apresentou grande concentração de tensão no interior do canal radicular.
3. O fator extensão do retentor intra-radicular influenciou isoladamente apenas a distribuição de tensões do NMF. Quando associado a outros fatores, como a ausência de remanescente coronário, alterou a distribuição de tensões de ambos os retentores NMF e PFV.
4. A presença de remanescente coronário apresentou sempre melhora na distribuição de tensões. Porém sua importância está relacionada a outros fatores, ou seja, a ausência de remanescente coronário é mais prejudicial associado ao enfraquecimento do canal radicular ou menor extensão do retentor, principalmente para o NMF.
5. O enfraquecimento do canal radicular foi o fator de maior impacto na distribuição de tensões de ambos os pinos, sendo sempre acentuado com a associação de outro fator como a ausência de remanescente coronário e menor extensão do retentor intra-radicular.

REFERÊNCIAS

Abdullah SI, Mohammed H, Thayer KE. Restoration of endodontically treated teeth. A review. J Can Dent Assoc 1974;40(4):300-3

Albuquerque R de C, Polleto LT, Fontana RH, Cimini CA. Tensões analysis of an upper central incisor restored with different posts. J Oral Rehabil. 2003;30:936-43.

Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. J Prosthet Dent 2002;87(4):431-7.

Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. J Prosthet Dent 1994;71(6):565-7.

Assif D, Oren E, Marshak BL, Aviv I. Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. J Prosthet Dent 1989;61(5):535-543.

Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, Rengo S. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. J Biomech 2001;34:1269-77.

Barjau-Escribano A, Sancho-Bru JL, Forner-Navarro L, Rodriguez-Cervantes PJ, Perez-Gonzalez A, Sanchez-Marin FT. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. Oper Dent 2006;31(1):47-54.

Boschian Pest L, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani M. Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. J Oral Rehabil 2006;33(9):690-7.

Braga NM, Paulino SM, Alfredo E, Sousa-Neto MD, Vansan LP. Removal resistance of glass-fiber and metallic cast posts with different lengths. J Oral Sci 2006;48(1):15-20.

Carlini B. Resistência à fratura de dentes desvitalizados restaurados através de resina composta com ou sem pino intraradicular. [dissertação] Piracicaba: Faculdade de Odontologia/UNICAMP; 1999.

Cohen BI, Pagnillo M, Condos S, Deutsch AS. Comparison of torsional forces at failure for seven endodontic post systems. J Prosthet Dent 1995;74(4):350-7.

Eraslan O, Aykent F, Yücel MT, Akman S. The finite element analysis of the effect of ferrule height on stress distribution at post-and-core-restored all-ceramic anterior crowns. Clin Oral Investig. 2008 Aug 12. [Epub ahead of print]

Fennis WM, Kuijs RH, Kreulen CM, Roeters FJ, Creugers NH, Burgersdijk RC. A survey of cusp fractures in a population of general dental practices. Int J Prosthodont 2002;15(6):559-63.

Fernandes AS, Dessai GS. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. Int J Prosthodont 2001;14(4):355-63.

Genovese K, Lamberti L, Pappalettere C. Finite element analysis of a new customized composite post system for endodonticamente treated teeth. J Biomech. 2005;38:2375-89.

Goncalves LA, Vansan LP, Paulino SM, Sousa Neto MD. Fracture resistance of weakened roots restored with a transilluminating post and adhesive restorative materials. J Prosthet Dent. 2006;96:339-44.

Gutmann JL. The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. J Prosthet Dent 1992;67(4):458-67.

Guzy GE, Nicholls JL. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. J Prosthet Dent 1979;42(1):39-44.

Hansen EK, Asmussen E. Visible-light curing units: correlation between depth of cure and distance between exit window and resin surface. *Acta Odontol Scand* 1997;55(3):162-6.

Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *J Prosthet Dent* 2002;87(4):438-45.

Holmes DC, Arnold AMD, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1996;75(2):140-7.

Ichim I, Schmidlin PR, Kieser JA, Swain MV. Mechanical evaluation of cervical glass-ionomer restorations: 3D finite element study. *J Dent*. 2007;35(1):28-35.

Joshi S, Mukherjee A, Kheur M, Mehta A. Mechanical performance of endodontically treated teeth. *Finite Elements in Analysis and Design*. 2001;37:587-601.

Kimmel SS. Restoration of endodonticamente treated tooth containing wide or flared canal. *N Y State Dent J*. 2000;66:36-40. Review.

King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth. *J Oral Rehabil* 1990;17(6):599-609.

Kishen A, Kumar GV, Chen NN. Stress-strain response in human dentine: rethinking fracture predilection in postcore restored teeth. *Dent Traumatol* 2004;20(2):90-100.

Kvist T, Rydin E, Reit C. The relative frequency of periapical lesions in teeth with root canal-retained posts. *J Endod* 1989;15(12):578-80.

Lambjerg-Hansen H, Asmussen E. Mechanical properties of endodontic posts. *J Oral Rehabil* 1997;24(12):882-7.

Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. *Dent Mater* 2005;21:709-15.

Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Finite element analysis and strain-gauge studies of vertical root fracture. *J Endod* 2003;29(8):529-34.

Lin CL, Chang CH, Ko CC. Multifactorial analysis of an MOD restored human premolar using auto-mesh finite element approach. *J Oral Rehabil* 2001;28:576-85.

Llena-Puy MC, Forner-Navarro L, Barbero-Navarro I. Vertical root fracture in endodontically treated teeth: a review of 25 cases. *Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radiol Endod* 2001;92(5):553-5.

Lovdahl PE, Nicholls JI. Pin-retained amalgam cores vs. cast-gold dowel-cores. *J Prosthet Dent* 1977;38(5):507-14.

Lui JL. Enhanced post crown retention in resin composite-reinforced, compromised, root-filled teeth: a case report. *Quintessence Int.* 1999;30:601-6.

Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater.* 2007;23(5):539-48.

Magne P, Belser UC. Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2003;23:543-55.

Mannocci F, Ferrari M, Watson TF. Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts. *J Adhes Dent* 1999;1(2):153-8.

Mannocci F, Qualtrough AJ, Worthington HV, Watson TF, Pitt Ford TR. Randomized clinical comparison of endodontically treated teeth restored with

amalgam or with fiber posts and resin composite: five-year results. *Oper Dent* 2005;30(1):9-15.

Marchi GM, Paulillo LA, Pimenta LA, De Lima FA. Effect of different filling materials in combination with intraradicular posts on the resistance to fracture of weakened roots. *J Oral Rehabil.* 2003;30:623-9.

Mattison GD, Delivanis PD, Thacker RW Jr, Hassell KJ. Effect of post preparation on the apical seal. *J Prosthet Dent* 1984;51(6):785-9.

Mckerracher PW. Rational restoration of endodontically treated teeth. I. Principles, techniques, and materials. *Aust Dent J.* 1981 Aug;26(4):205-8.

Mendoza DB, Eakle WS, Kahl EA, Ho R. Root reinforcement with a resin-bonded preformed post. *J Prosthet Dent.* 1997;78:10-4.

Menezes, MS. Influência do cimento endodôntico na adesão do pino de fibra de vidro à dentina intra-radicular. [dissertação] Uberlândia: Faculdade de Odontologia/UFU; 2006.

Morgano SM. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. *J Prosthet Dent.* 1996 Apr;75(4):375-80.

Morgano Sm, Brackett SE. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *J Prosthet Dent.* 1999 Dec;82(6):643-57

Moyers RE. *Handbook of Orthodontics*, ed 3. Chicago: Year Book Medical, 1973:409.

Naumann M, Blankenstein F, Dietrich T. Survival of glass fibre reinforced composite post restorations after 2 years-an observational clinical study. *J Dent* 2005;33(4):305-12.

Nissan J, Dmitry Y, Assif D. The use of reinforced composite resin cement as compensation for reduced post length. J Prosthet Dent 2001;86(3):304-8.

Peters MC, Poort HW, Farah JW, Craig RG. Stress analysis of a tooth restored with a post and core. J Dent Res 1983;62(6):760-3.

Pilo R, Cardash HS, Levin E, Assif D. Effect of core stiffness on the in vitro fracture of crowned, endodontically treated teeth. J Prosthet Dent 2002;88(3):302-6.

Purton DG, Love RM. Rigidity and retention of carbon fibre versus stainless steel root canal posts. Int Endod J 1996;29(4):262-5.

Ravanshad S, Torabinejad M. Coronal dye penetration of the apical filling materials after post space preparation. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1992;74(5):644-7.

Rees JS, Jacobsen PH, Hickman J. The elastic modulus of dentine determined by static and dynamic methods. Clin Mater 1994;17(1):11-5.

Santos-Filho PC, Castro CG, Silva GR, Campos RE, Soares CJ. Effects of post system and length on the strain and fracture resistance of root filled bovine teeth. Int Endod J. 2008;41(6):493-501.

Silva, Gisele Rodrigues. Resistência à fratura, padrão de fratura e deformação de raízes com canais excessivamente alargados restauradas com diferentes pinos e técnicas: avaliação mecânica e por extensometria. [dissertação] Uberlândia: Faculdade de Odontologia/UFU; 2007.

Soares CJ, Martins LR, Fonseca RB, Correr-Sobrinho L, Fernandes Neto AJ. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. J Prosthet Dent 2006; 95(6):421-9

Soares CJ, Martins LRM, Pfeifer JM, Giannini M. Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic MOD systems. Quintessence Int 2004;35:281-6.

Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Pesqui Odontol Bras* 2005;19(1):11-6.

Soares PV, Santos-Filho PC, Gomide HA, Araujo CA, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part II: strain measurement and stress distribution. *J Prosthet Dent*. 2008;99(2):114-22.

Sokol DJ. Effective use of current core and post concepts. *J Prosthet Dent* 1984;52(2):231-4.

Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1990;63(5):529-36.

Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronar reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1984;51(6):780-4.

Standlee JP, Caputo AA, Collard EW, Pollack MH. Analysis of stress distribution by endodontic posts. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1972;33(6):952-60.

Standlee JP, Caputo AA, Holcomb J, Trabert KC. The retention and stress distributing properties of a threaded endodontic dowel. *J Prosthet Dent* 1980;44(4):398-404.

Tait CM, Ricketts DN, Higgins AJ. Weakened anterior roots-intraradicular rehabilitation. *Br Dent J*. 2005;198:609-17.

Toksavul S, Toman M, Uyulgan B, Schmager P, Nergiz I. Effect of luting agents and reconstruction techniques on the fracture resistance of prefabricated post systems. *J Oral Rehabil*. 2005;32:433-40.

Torbjorner A, Fransson B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont* 2004;17(3):369-76.

Trabert KC, Caput AA, Abou Rass M. Tooth fracture--a comparison of endodontic and restorative treatments. *J Endod* 1978;4(11):341-5.

Trope M, Langer I, Maltz D, Tronstad L. Resistance to fracture of restored endodontically treated premolars. *Endod Dent Traumatol* 1986;2:35-8.

Trope M, Maltz DO, Tronstad L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol* 1985;1(3):108-11.

Wright KW, Yettram AL. Reactive force distributions for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutments. *J Prosthet Dent*. 1979;42:411-6

Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. *Dent Mater* 2006;22(11):1035-44.

Zhi-Yue L, Yu-Xing Z. Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. *J Prosthet Dent* 2003;89(4):368-73.

APÊNDICE

Diferentes métodos de geração de modelos tridimensionais para análises biomecânicas de pré-molares

Pode-se observar a evolução dos modelos tridimensionais de pré-molares, as diferentes técnicas e softwares empregados para geração dos modelos e análises.

- 1) No estudo de Romeed et al o software PATRAN (MSC, Santa Ana, CA, USA) foi empregado para geração do modelo, processamento e análise. Apesar da simplificação da geometria, este trabalho desenvolveu técnicas diferenciadas de condições de contorno.

Journal of Oral Rehabilitation 2006 **33**; 209–215

A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth

S. A. ROMEED*, S. L. FOK[†] & N. H. F. WILSON[‡] *Department of Oral Surgery, St John's Hospital, Chelmsford, Essex, [†]School of Mechanical, Aerospace and Civil Engineering, The University of Manchester, Manchester and [‡]Guy's, King's and St Thomas' Dental Institute, King's College London, London, UK

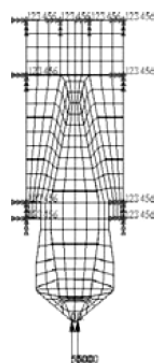


Fig. 1. Two-dimensional finite element model of the mesiodistal section of the crowned second maxillary premolar with boundary conditions and occlusal loading.



Fig. 3. The three-dimensional finite element model of a crowned second maxillary premolar with boundary conditions.

- 2) No estudo de Lertchirakarn et al o modelo 3D de raiz foi desenvolvido para simulação de fratura, a análise foi realizada em fatias 2D. Os modelos foram gerados e processados pelo software Lusas FEA system Pty. Ltd., Cheltenham, Victoria, AUS). Este estudo associou métodos de elementos finitos com análises experimentais de fratura.

Finite Element Analysis and Strain-gauge Studies of Vertical Root Fracture

Veera Lertchirakarn, MDSc, PhD, Joseph E. A. Palamara, PhD, and Harold H. Messer, MDSc, PhD

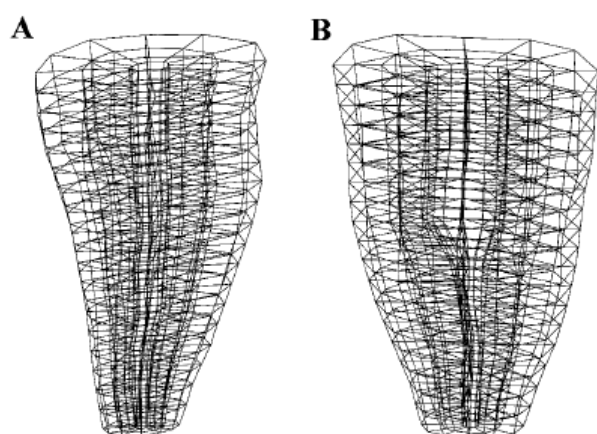


FIG 2. Oblique view of the 3-D finite element models, with periodontal ligament and alveolar bone support omitted. (A) Maxillary incisor root model; (B) mandibular incisor root model.

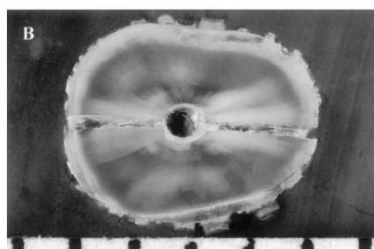


FIG 3. Experimentally fractured maxillary central incisor, showing buccolingual root fracture (A) and cross-section 4 mm from the root apex (B). The spreader space was completely surrounded by gutta-percha, after fracture (scale: 1 mm).

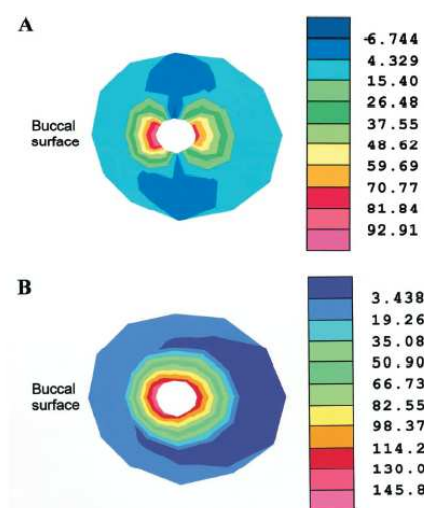


FIG 4. Tensile stress contours (S1) of maxillary incisor root model, with different applied load cases: (A) with applied load on proximal root canal surfaces (load case I); (B) with uniform applied load around the entire root canal surface (load case II). The cross-sectional views depict tensile stress distributions. The values of S1 (in MPa) correspond with lines between colors.

- 3) O estudo de Toparli et al também associou MEF com testes laboratoriais. Para geração dos modelos os autores utilização a linguagem FORTRAN 77, e não foi citado o módulo de processamento e análise dos resultados.

Journal of Oral Rehabilitation 1999 **26**; 157–164

Analysis of a restored maxillary second premolar tooth by using three-dimensional finite element method

M. TOPARLI*, N. GÖKAY† & T. AKSOY* **Department of Metallurgical and Materials Engineering, Faculty of Engineering, Dokuz Eylül University, Bornova, İzmir and †Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry, Ege University, Bornova, İzmir, Turkey*

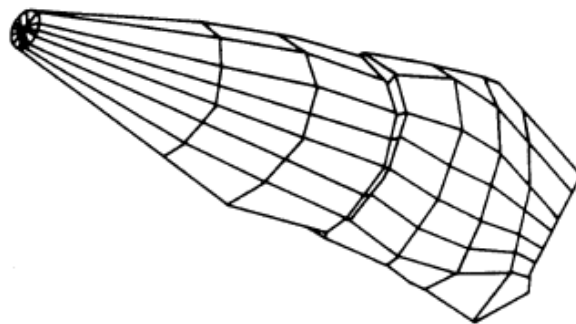


Fig. 1. Three dimensional finite element model of the tooth.

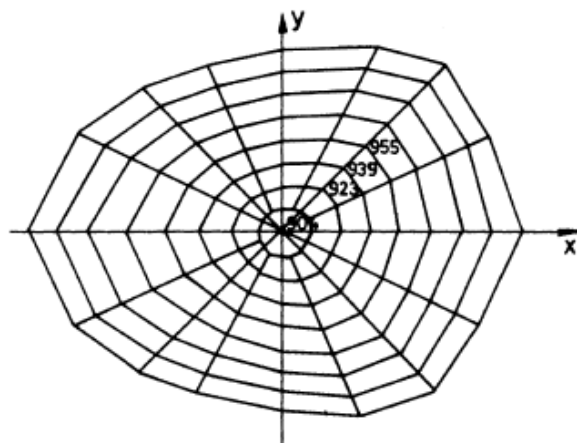
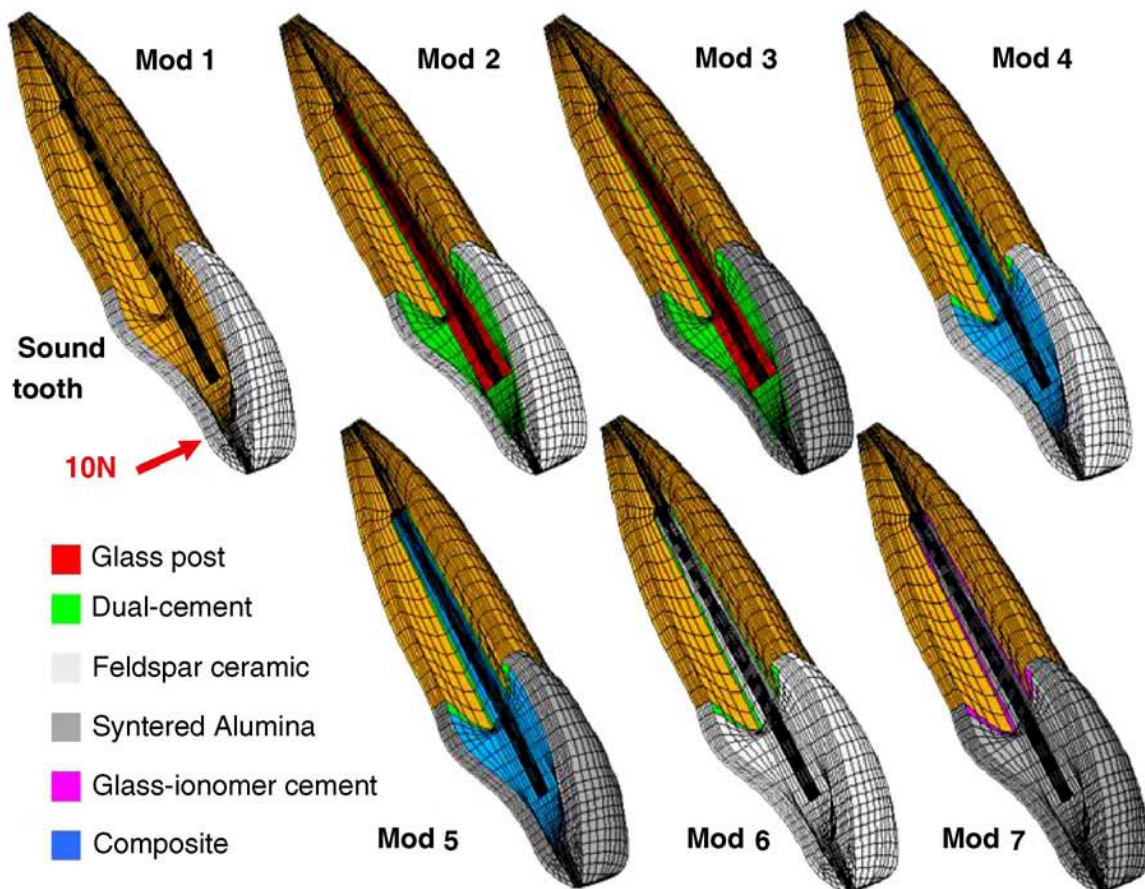


Fig. 2. The upper surface of the tooth.

- 4) Em 2006, Zarone et al desenvolveram modelo 3D com características e detalhes que enriqueceram a análise dos resultados. Além da geometria, qualidade no controle da malha. Os modelos foram gerados em CAD (Auto CAD, Desktop, USA e Pro-Engineer, Parametric Technology, USA) e processado/analísado no Ansys 9.0 (Ansys Inc., USA).



ANEXO



Universidade Federal de Uberlândia
Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP
Av. João Naves de Ávila, nº 2160 - Bloco J - Campus Santa Mônica - Uberlândia-MG -
CEP 38400-089 - FONE/FAX (34) 3239-4131

PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA Nº 381/06

Registro CEP: 217/06

Projeto Pesquisa: "Mapeamento do comportamento biomecânico de pré-molares superiores com redução seqüencial de estrutura dental"

Pesquisador Responsável: Carlos José Soares.

De acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 196/96, o CEP manifesta-se pela aprovação do projeto de pesquisa proposto.

Situação: O protocolo não apresenta problemas de ética nas condutas de pesquisa com seres humanos, nos limites da redação e da metodologia apresentadas.

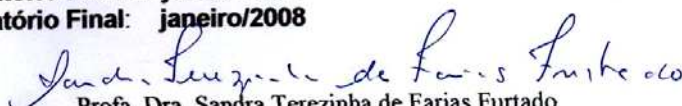
O CEP/UFU lembra que:

- a- segundo a Resolução 196/96, o pesquisador deverá arquivar por 5 anos o relatório da pesquisa e os Termos de Consentimento Livre e Esclarecido, assinados pelo sujeito de pesquisa.
- b- poderá, por escolha aleatória, visitar o pesquisador para conferência do relatório e documentação pertinente ao projeto.
- c- a aprovação do protocolo de pesquisa pelo CEP/UFU dá-se em decorrência do atendimento a Resolução 196/96/CNS, não implicando na qualidade científica do mesmo.

Data para entrega do **Relatório Parcial:** janeiro/2007

Data para entrega do **Relatório Final:** janeiro/2008

08 de dezembro de 2006.


Prof.ª Dra. Sandra Terezinha de Farias Furtado
Coordenadora do CEP/UFU

Orientações ao pesquisador:

(Para parecer Aprovado ou Aprovado com Recomendações)

- O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 - Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).
- O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.3.z), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa (Item V.3) que requeiram ação imediata.
- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária - ANVISA - junto com seu posicionamento.
- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprovatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res. 251/97, item III.2.e). O prazo para entrega de relatório é de 120 dias após o término da execução prevista no cronograma do projeto, conforme norma da Res. 196/96 CNS.